

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭60-182961

⑮ Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和60年(1985)9月18日

A 61 M 5/00  
5/14

7033-4C  
6917-4C

審査請求 未請求 発明の数 8 (全38頁)

⑭ 発明の名称 複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する注入システム

⑯ 特 願 昭60-23343

⑰ 出 願 昭60(1985)2月8日

優先権主張 ⑱ 1984年2月8日 ⑲ 米国(US) ⑳ 578180

㉑ 発 明 者 ポール・エプスタイン アメリカ合衆国02146マサチューセッツ州 ブルークライン、クリントン・ロード 95

㉒ 発 明 者 ハリー・ベトシエツク アメリカ合衆国02173マサチューセッツ州 レキシントン、マサチューセッツ・アベニュー1314

㉓ 出 願 人 オムニ・フロー、イン アメリカ合衆国01801マサチューセッツ州 ウォバーン、コーポレーテッド、ヘンシャウ・ストリート4イー

㉔ 代 理 人 弁理士 秋元 輝雄 外1名  
最終頁に続く

明細書の浄書(内容に変更なし)

明 細 書

1. 発明の名称

複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する注入システム

2. 特許請求の範囲

(1) 少なくとも1本の出力ラインに流体を吸上げるポンプ手段と;

前記ポンプ手段により任意の順序で吸上げられるべき複数の流体源のいずれか1つ又はいくつかを選択する選択手段と;

タイミング信号を提供するクロックと;

ポンプ手段及びクロックに接続され、一組の命令及び前記タイミング信号に従ってポンプ手段を制御する制御手段と;

前記流体源の選択された1つ又はいくつかについて、吸上げ流量、吸上げられるべき総体積及び吸上げ時間の中の少なくとも1つのユーザーが選択できるパラメータを含むように前記一組の命令を任意の順序で設定する設定手段と;

を具備する注入システム。

(2) 前記一組の命令は、間欠的時間順次モード及び時間オーバーラップモードの一方で吸上げるようにポンプ手段を制御する希釈・混合命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(3) 前記一組の命令は、吸上げ動作開始前にシステムオペレータにあらかじめ警告するようにポンプ手段を制御するコールバック命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(4) 前記一組の命令は、選択可能な入力から患者の静脈を開放状態に保持するように選択される溶液を吸上げることがポンプ手段に命令する維持命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(5) 前記一組の命令は、連続モード及びインタムシーケンスモードの一方で吸上げることがポンプ手段に命令する一次命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(6) 前記一組の命令は、相反性注入の場合に吸上げ動作を停止し且つシステムオペレータをコール

バックするようにポンプ手段を制御するコールバック命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(7) 前記一組の命令は、緊急事態において吸上げるようにポンプ手段を制御するオーバーライド命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(8) 前記一組の命令は、流体を前記少なくとも1つの出力を介してフラッシュするようにポンプ手段を制御するフラッシュ命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(9) 前記一組の命令は、流体を少なくとも1つの出力を介してブライミングすることをポンプ手段に命令するブライム命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(10) 前記一組の命令は、ポンプ手段を制御自在に停止する停止命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(11) 前記一組の命令は、複数の流体源のいずれか1つに接続される注射器のプランジャを引離す注

入システム。

(12) 前記作動手段はステップモータ駆動カムを含み、前記プランジャ及び前記ステップモータ駆動カムは入力と出力とが同時に「開放」状態となるのを阻止するように配置される特許請求の範囲第16項記載の注入システム。

(13) 前記ステップモータの回転位置を示す信号を提供する手段をさらに含む特許請求の範囲第17項記載の注入システム。

(14) 前記ポンプ手段は、制御自在に駆動されてポンプチェンバに出入り動作するピストンにより作動されるポンプチェンバと、前記ピストンを制御するピストン制御手段とを含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(15) 前記ピストン制御手段はステップモータ駆動カムを含む特許請求の範囲第19項記載の注入システム。

(16) 前記ステップモータの回転位置を示す信号を提供する手段をさらに含む特許請求の範囲第20項記載の注入システム。

射器引離し命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(17) 前記一組の命令は、現在の注入状態を提供するための注入履歴命令を含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(18) 前記設定手段はオペレータ会話型表示装置と、複数のファンクション/データキーとを含む特許請求の範囲第1項記載の注入システム。

(19) 前記制御手段は、システムI/O及びポンプ制御プロセッサに従属するポンプ制御プロセッサを含む特許請求の範囲第13項記載の注入システム。

(20) 前記システムI/O及びポンプ制御プロセッサは、前記ポンプ制御プロセッサに対しこれにより実行されるべき前記一組の命令を発生し且つダウンロードする特許請求の範囲第14項記載の注入システム。

(21) 前記選択手段は複数の弁制御流体入力ポートと、前記弁の対応するものの動作状態を制御する複数のプランジャと、前記プランジャを作動する作動手段とを含む特許請求の範囲第1項記載の

(22) 注入されるべき少なくとも1つの流体を所望の流量で流体流路に沿って患者の循環系に注入する注入手段と；

流体流路に結合され、流体流路に沿った圧力を表わすデータを提供する圧力データ提供手段と；

圧力データ提供手段及び注入手段に結合され、所望の流量を維持するために流量を前記圧力データの関数として適合させる手段と；

を具備する患者の循環系に流体を投与する注入システム。

(23) 前記圧力データは流体流路内の空気を表わす特許請求の範囲第22項記載の注入システム。

(24) 流体流路内の空気を表わすデータに回答して、流体流路外のあらゆる空気を排気する手段をさらに含む特許請求の範囲第23項記載の注入システム。

(25) 前記圧力データは患者の循環系の圧力を表わすデータを含む特許請求の範囲第22項記載の注入システム。

(26) 前記圧力データは投与されるべき流体の圧力

を表わす特許請求の範囲第22項記載の注入システム。

㉔ 前記圧力データは、注入されるべき流体及び患者の循環系の圧力とは別個に流体流路に沿った圧力を表わす特許請求の範囲第22項記載の注入システム。

㉕ 前記圧力データは患者に至る流体流路における何らかの障害を表わす特許請求の範囲第22項記載の注入システム。

㉖ 少なくとも1本の出力ラインへ流体を吸上げるポンプ手段と；

前記ポンプ手段により吸上げられるべき複数の流体源のいずれか1つを選択する選択手段と；

一組の命令に従って前記ポンプ手段を制御する制御手段と；

吸上げ流量、吸上げられるべき総体積及び吸上げ時間の中の2つのユーザーが選択できるパラメータを含み、且つ前記複数の流体源の少なくとも2つについて前記パラメータの所定の組合せを含むように前記一組の命令を設定する設定手段と；

所望の連続時間シーケンスを指定する第1の時間シーケンスで少なくとも1つの第1の流体入力を選択し、所望の反復間隔及び所望の回数を指定する第2の時間シーケンスで前記少なくとも1つの第1の流体入力とは異なる少なくとも1つの第2の流体入力を選択する選択手段と；

前記第2の時間シーケンス中の吸上げが、第1と第2の時間シーケンス中に一致が見られる場合に前記第1の時間シーケンス中の吸上げを中断するように、前記第1及び第2の時間シーケンス中に選択された流体を選択された流量で制御自在に吸上げるポンプ手段と；

を具備する注入システム。

㉗ 希釈を指定する第3の時間シーケンスで2つの流体入力を選択する選択手段をさらに含む特許請求の範囲第34項記載の注入システム。

㉘ 前記選択手段は、共通の流体流路に沿って接続される複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの流体出力ポートを有するカセットを含み、前記カセットと共動して、対応する流体入力ポート

を具備する注入システム。

㉙ 前記一組の命令は、指定の時間間隔の間に複数の流体源の全てから投与されることが出来る流体の最大値を指定する最大流体体積命令を含む特許請求の範囲第29項記載の注入システム。

㉚ 前記一組の命令は、指定の時間間隔の間に複数の流体源の全てから投与されることが出来る最大流量を指定する最大流体流量命令を含む特許請求の範囲第29項記載の注入システム。

㉛ 患者に注入されるべき流体を選択する選択手段と；

選択手段に結合され、2つの流体を混合するように2つの流体を患者に注入する注入手段と；  
を具備する注入システム。

㉜ 前記注入手段は前記2つの流体の濃度の希釈を実施するように動作する特許請求の範囲第32項記載の注入システム。

㉝ 複数の流体入力に対応する1つに直接接続可能である複数の流体入力ポートと、患者出力ラインに直接接続可能である患者出力ポートとを有し、

における流体の圧力、出力ラインにおける流体の圧力並びに入力ポート及び出力ポートとは別個のカセット内部の流体の圧力のうち少なくとも1つを表わすデータを提供する手段をさらに含む特許請求の範囲第34項記載の注入システム。

㉞ 前記圧力データに応答し且つ前記ポンプ手段に結合されて、圧力誘導流れ変化に対して吸上げ流量を補償する手段をさらに含む特許請求の範囲第36項記載の注入システム。

㉟ 前記ポンプ手段に結合され、圧力データに従って流体流路から空気を排気する手段をさらに含む特許請求の範囲第36項記載の注入システム。

㊱ 前記選択手段は、前記流体入力ポート及び前記患者出力ポートの対応するものの中に配置される弁を含み、弁を前記第1、第2及び第3の時間シーケンスでシーケンスを決定するシーケンス決定手段をさらに含む特許請求の範囲第35項記載の注入システム。

㊲ 前記シーケンス決定手段は複数のプロセッサ制御弁作動装置を含む特許請求の範囲第39項記

載の注入システム。

40 前記ポンプ手段は前記複数の流体入力ポートのそれぞれと流体連通するポンプチェンバと、前記ポンプチェンバを前記選択された流量で減圧する減圧手段とを含む特許請求の範囲第34項記載の注入システム。

43 前記減圧手段はプロセス制御往復動ポンプチェンバピストンを含む特許請求の範囲第41項記載の注入システム。

43 複数の流体入力のそれぞれに対応して接続される複数の流体入力弁と、流体出力に接続され且つ前記複数の流体入力弁と流体連通する患者出力弁と、前記複数の流体入力弁及び前記患者出力弁と流体連通し、いずれか1つの入力ポートから出力ポートを介して流体を吸上げるポンプ手段とを含む流体マニホールドと；

記憶装置を有するシステム制御装置と；

前記システム制御装置に結合され、前記流体入力ポートのいずれか1つ又はいくつかから投与されるべき流体の時間シーケンスと、前記流体入力

ポートの前記いずれか1つ又はいくつかの対応するものから投与されるべき流体の流量と、前記流体入力ポートの前記いずれか1つ又はいくつかの対応するものから投与されるべき流体の持続時間のうち少なくとも1つを含む所望の注入プロセスを表わす第1のデータを前記記憶装置に書き込む書き込み手段と；

前記システム制御装置及び前記流体マニホールドに結合され、前記流体マニホールドの圧力を表わす第2のデータを提供する圧力変換器と；

前記システム制御装置及び前記流体マニホールドに結合され、前記第1及び第2のデータにตอบสนองして、選択された流体を前記流体マニホールドに受入れるために前記第1のデータに従って前記流体入力弁のそれぞれを選択的に作動すると共に、前記第1及び第2のデータに従って前記患者出力弁及び前記ポンプ手段の双方を選択的に作動する作動手段と；

を具備する複数の流体入力ポートと、1つの流体出力ポートとを有する注入システム。

44 前記流体マニホールドは通気出力ポートと、前記複数の流体入力弁及び前記ポンプチェンバと連通する関連する弁とをさらに含む特許請求の範囲第43項記載の注入システム。

49 前記システム制御装置は、前記流体マニホールドからその内部のあらゆる空気をフラッシュして空気塞栓を阻止するために前記複数の流体入力ポートの選択されたいずれか1つから流体を前記流体マニホールドを介して前記通気出力ポートの外へ供給するように選択的に動作する特許請求の範囲第44項記載の注入システム。

49 前記システム制御装置は前記複数の流体入力ポートの選択されたいずれか1つから流体を前記流体マニホールドを介して前記通気出力ポートの外へ吸上げるように動作する特許請求の範囲第45項記載の注入システム。

49 前記システム制御装置は、流体を重力圧力水頭によつて前記複数の流体入力ポートの前記選択された1つから前記流体マニホールドを介して前記通気出力ポートの外へ流すように動作する特許請

求の範囲第45項記載の注入システム。

49 前記流体マニホールドは第1及び第2のハウジング部分を有するカセットを含み、前記ハウジング部分の一方はポンプチェンバを規定し、前記流体マニホールドは、第1及び第2のハウジング部分の間に挟持され、前記ポンプチェンバの上方にポンピングダイアフラムを限定する可撓性のダイアフラムと、前記流体入力弁及び前記患者出力弁の対応するものを規定する複数の弁パッドとをさらに含む特許請求の範囲第42項記載の注入システム。

49 前記ポンピングダイアフラムはドーム形である特許請求の範囲第48項記載の注入システム。

50 前記システム制御装置はシステムI/O及びポンプ制御プロセッサと、通信リンクを介して前記システムI/O及びポンプ制御プロセッサに從属するポンプ制御プロセッサとを含む特許請求の範囲第43項記載の注入システム。

50 前記書き込み手段はオペレータ会話型表示装置と、前記システムI/O及びポンプ制御プロセッサ

に結合される複数のフアンクションキー及びデータキーを有するオペレータキーボードとを含む特許請求の範囲第50項記載の注入システム。

62 前記圧力変換器は前記ポンプ制御プロセッサに作用接続され、前記ポンプ制御プロセッサは、対応する流体入力ポートの少なくとも1つの圧力と、流体出力ポートの出力と、流体マニホールドの空気とを表わすデータを得るために前記圧力変換器を脱取するように動作する特許請求の範囲第50項記載の注入システム。

63 前記作動手段は、それぞれ往復運動するように取付けられる複数のプランジヤと、プランジヤを対応する入力弁パッド及び出力弁パッドに対して接離するように駆動する第1のステップモータ従動カムとを含み、第2のステップモータ従動カムに対して往復運動するように取付けられるポンプピストンをさらに含み、第2のステップモータ従動カムはポンプピストンをポンプチェンバに出入りするように制御自在に駆動する特許請求の範囲第48項記載の注入システム。

64 流体チャネルと流体連通し、通気ポートを提供する手段と、通気ポートに結合され、通気ポートに弁を提供する手段とをさらに含む特許請求の範囲第54項記載のカセット。

65 前記ポンプチェンバはポンプピストンにより外部から作動可能である特許請求の範囲第54項記載のカセット。

66 前記カセットは透明である特許請求の範囲第54項記載のカセット。

67 共通の流体流路に沿って1つ又は複数の流体を検出する過程と；

各流体の所望の流量を維持するために各流体の流量を検出された圧力の関数として適合させる過程と；

から成る、1つ又は複数の流体を任意の順序で共通の流体流路に沿ってそれぞれ所望の流量で患者の循環系に投与する方法。

68 検出された圧力は共通の流体流路の中の空気を表わす特許請求の範囲第59項記載の方法。

69 流体流路内の空気を表わす検出された圧力に

60 長手方向に延出する流体チャネルを提供する手段と；

流体チャネルと流体連通し、複数の互いに離間する流体入力ポートを提供する手段と；

流体入力ポートのそれぞれに結合され、対応する流体入力ポートに複数の選択的に作動可能な弁を提供する手段と；

流体チャネルと流体連通し、患者出力ポートを提供する手段と；

患者出力ポートに結合され、患者出力ポートに弁を提供する手段と；

対応する弁を介して前記流体入力ポートと流体連通し且つ関連する弁を介して患者出力ポートと流体連通するポンプチェンバを提供する手段と；を具備する、選択された注入剤を患者の循環系に投与する注入システムのためのカセット。

69 流体チャネルと流体連通し、外部圧力変換器による監視のための圧力チェンバを提供する手段をさらに含む特許請求の範囲第54項記載のカセット。

応答して共通の流体流路から空気及び流体を排出する過程をさらに含む特許請求の範囲第60項記載の方法。

62 検出された圧力は患者の循環系の圧力を表わす特許請求の範囲第59項記載の方法。

63 検出された圧力は投与されるべきそれぞれの流体の圧力を表わす特許請求の範囲第59項に記載の方法。

64 検出された圧力は、投与されるべき流体及び患者の循環系の圧力とは別個の共通の流体流路に沿った圧力を表わす特許請求の範囲第59項記載の方法。

65 検出された圧力は患者に至る共通の流体流路における何らかの障害を表わす特許請求の範囲第59項記載の方法。

66 所望の連続時間シーケンスを指定する第1の時間シーケンスで少なくとも1つの流体入力ポートを選択する過程と；

所望の反復間隔及び所望の回数を指定する第2の時間シーケンスで前記少なくとも1つの流体入

力ポートとは異なる少なくとも1つの第2の流体入力ポートを選択する過程と；

前記第1及び第2の時間シーケンスの間に時間一致が生じた場合に前記第1の時間シーケンスの間の吸上げが中断されるように、前記第1及び第2の時間シーケンスの間に選択された流体入力ポートから選択された流量で制御自在に吸上げる過程と；

から成る、流体を複数の流体入力ポートのいずれか1つ又はいくつかから任意の順序で患者出力ポートを介して患者の循環系に投与する方法。

67 対応して投与される流体の混合を指定する第3のシーケンスで少なくとも2つの流体入力ポートを選択する過程をさらに含む特許請求の範囲第66項記載の方法。

68 前記流体入力ポートの少なくとも1つにおける圧力と、患者出力ポートにおける流体の圧力と、入力ポート及び出力ポートとは別個の流体の圧力とを検出する過程をさらに含む特許請求の範囲第66項記載の方法。

多くの臨床手順に関して、いくつかの流体を患者の静脈内に注入することが望まれる。従来は、この目的のために複数の独立する重力流れ制御装置と、複数の独立する電子ポンプとが使用されていた。しかしながら、複数の重力流れ制御装置は、特に、複数のIV静脈穿刺により感染の危険が増、特に患者の動きにより誘起されるチューブの開塞又はチューブの形状の変化によつて流れが不正確になり、規定の治療プロセスに従つて複数の重力流れ制御装置を手動操作で制御するために看護婦又はその他の実地看護人がかなり多くの労力と時間を必要とし、患者の周囲が乱雑になり、さらに1つ又はいくつかの重力流れ制御装置の故障によつて注入の制御が不可能になるために不利である。複数の独立するポンプは、特に、複数のポンプを使用するので患者の周囲が乱雑になり、複数のIV静脈穿刺により感染の危険が増し、患者1人について数台のポンプが必要であるので購入コスト及び保守コストが比較的高くなり、従来公知のポンプは3種類以上の注入剤を付加ポンプなしで時間

69 検出された圧力にตอบสนองして吸上げ流量を適合させる過程をさらに含む特許請求の範囲第68項記載の方法。

70 検出された圧力にตอบสนองして空気及び流体を排出する過程をさらに含む特許請求の範囲第69項記載の方法。

### 3. 発明の詳細な説明

#### 〔発明の技術分野〕

本発明は外科の分野に関し、さらに詳細には、複数の流体入力ポートと、少なくとも1つの患者出力ポートとを有する新規な注入システムに関する。

#### 〔従来技術〕

静脈内注入治療においては、薬剤及びその他の流体を患者の循環系に直接投与することが望ましい。米国の病院の入院患者の約40パーセントは、現在、何らかの形の注入治療を受けていると推定され、そのような治療法により健康管理が改善されることから、この割合は今後とも増え続けるものと予想される。

シーケンスで投与することができず、従来公知のポンプは希釈液を投与することができず、複数の独立するポンプをプログラムし且つ監視するために実地看護人がかなり多くの時間と労力を必要とし、さらに各ポンプ、流体及び患者の感染を避けるために定期的に交換されなければならないチューブ及び投与セットの在庫品を維持するコストが比較的高く、1年1回のペースでポンプ自体のコストの約半分にもなることが多いために不利である。

#### 〔発明の概要〕

本発明の新規な注入システムは、複数の流体入力ポートのいずれか1つ又はいくつかから所定の流体を同時に又は時間シーケンスに従つて少なくとも1つの患者出力ポートを介して患者の循環系に所定の時間シーケンスで制御自在に注入する手段を意図する。注入剤はバッグ又はボトル容器又は注射器から投与される。注射器のプランジャを引離すために、少量の流体を注射器に吸上げてよい。本発明の注入システムは、相反する可能

性のある注入を識別し且つシステムオペレータに警告するように動作する。システムオペレータは、特に、相反する注入が開始される予定の時点より前に相反する注入を計画し直すか、又は警報及び自動動作停止を選択すれば良い。本発明の注入システムは、注入剤を混合するため又は注入剤の1つの濃度を希釈するために相反性を示さない注入剤を同じ流量又は異なる流量で投与するように動作する。

本発明の注入システムは、選択された流体が特定の注入治療プロセスに従って注入されていないようなときに患者の静脈を開放状態に保持するようにあらかじめ選択される1つの流体入力ポートから流体を制御自在に投与するために、維持モードで選択的に動作する。

注入システムは、空気塞栓を阻止するように選択された流体入力ポートから流体及び空気を排出するために、ブライミングモードで選択的に動作する。

注入システムは、緊急時又はその他の状況に際

して複数の流体のいずれか1つ又はいくつかを制御自在に投与するために、手動操作により開始されるオーバーライドモードで選択的に動作する。

複数の流体入力ポートと、少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明の注入システムの好ましい実施例はプロセッサを含む。プロセッサに記憶装置が作用結合される。プロセッサに結合される手段は、任意の順序で注入されるべき複数の流体のいずれか1つのそれぞれの所望の時間シーケンスと所望の流量の双方を表わすデータを記憶装置に入力するために設けられる。複数の入力弁は、対応する1つの流体入力の流れを処理するためにプロセッサに作用接続される。出力弁は、出力ポートからの流体流れを制御するためにプロセッサに作用接続される。ポンプチェンバはプロセッサに作用接続されると共に、共通の流体流路に沿って入力弁のそれぞれ及び出力弁と流体連通している。プロセッサに結合され且つデータに回答する手段は、入力弁を繰返し作動して、ポンプチェンバを注入されるべき対応する流体で充満す

るように選択される時間シーケンスでポンプチェンバを拡張し、出力弁を繰返し作動して、対応する流体を患者出力ラインを介して所望の流量で注入するように選択される速度でポンプチェンバを収縮するために設けられる。データ入力手段はオペレータ会話型表示装置と、キーボードとを含む。プロセッサは主制御プロセッサと、主制御プロセッサに従属するポンプ制御プロセッサとを含む。主制御プロセッサは、オペレータ会話型表示装置にオペレータ指示メッセージを提供し、表示装置にシステム状態情報を提供し、且つ所望の吸上げモード及びシーケンスを表わす複数の表示テンプレートの1つを提供するように動作する。ポンプ制御プロセッサは、主制御プロセッサからこのプロセッサに実行のためにダウンロードされる所望の吸上げシーケンス及びモードを表わす命令を実行し、様々な誤り状態及び警報状態を発生し、それらを主制御プロセッサに報告し、且つライン内の空気、患者閉塞及びボトルの空状態を含むいくつかの警報を発生する。ポンプチェンバ、入力弁

及び出力弁は、生物学的に不活性である医用プラスチックから射出成形される使い捨ての滅菌カセットの内部に設けられる。カセットは、ポンプチェンバと流体連通する長手方向に延出するチャンネルと、圧力チェンバと、複数の流体入力ポートと、患者出力ポートと、通気ポートとを含む。好ましい実施例のカセットは、2つの部分から成る半硬質ハウジングと、シリコンゴム製であり、ハウジングの2つの部分の間に挟持される可撓性のダイアフラムとから構成される。ダイアフラムは、流体入力ポート、出力ポート及び通気ポートの対応する1つの内部へそれぞれ突出する複数の弾性の弁ストッパを含み、圧力チェンバの上方に延出する可撓性のドラムと、ポンプチェンバの上方に延出するドームとを含む。カセットは、通気ポート及び圧力チェンバがポンプチェンバの上方にある状態で、垂線に対して45度の角度をなしているのが好ましい。流体流路のごく少量の空気はポンプチェンバ内を上昇して、圧力チェンバに流入するので、空気が患者の体内に入る危険は

ない。ステップモータ制御カムは、ポートと関連する弾性ストッパの動作状態を制御するために、各流体入力ポート及び出力ポートと関連する対応するばね偏向プランジヤを駆動する。入力ポート及び出力ポートのプランジヤは、流体入力ポートのいずれか1つが開放状態にあるときは常に患者出力ポートが閉鎖状態にあるように駆動され、出力ポートが開いているときには常に全ての入力ポートが閉鎖されるように駆動されるので、意図しない重力流れ注入は阻止される。ステップモータ制御カムは、ポンプチェンバを充填するため又はポンプチェンバから流体を排出するためにポンプチェンバを拡張又は収縮するように、ポンプチェンバと関連するポンプピストンを往復運動させる。圧力変換器は圧力チェンバに結合されると共に、ポンプ制御装置に作用接続され、ポンプピストンの1行程ごと、ライン中の空気、ボトルヘッド圧力、下流側閉塞及び実際の注入体積と所期の注入体積との間の変動を表わす圧力データを提供する。システムは、圧力データに回答して、ライン

から流体及び空気を排出し且つ圧力従属方式で動作を調節する。システムは、必要に応じてポンプピストンを作動することなく重力制御の下でいずれか1つの選択された流体入力から選択された流体出力へ流体を流すために、被制御モードで選択的に動作する。

#### 〔実施例〕

以下、添付の図面を参照して本発明を詳細に説明する。

まず、第1図に関して説明する。第1図のプロック線図において、10は複数の流体入力ポートと、少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明による新規な注入システムである。注入システム10は、流体チャンネル14を有する使い捨てのカセット12を含む。複数の流体入力ポート16——図面には4つ(「A」、「B」、「C」及び「D」)のポートが示されている——は複数の弁18の中の対応する1つの弁を介して流体チャンネル14に接続される。各流体入力ポート16は注入すべき所定の流体(図示せず)に直接接続

することができる。カセット12は流体チャンネル14に接続されるポンプチェンバ20と、流体チャンネル24を介してポンプチェンバ20に接続される圧力チェンバ22を含む。患者出力ポート26は流体流路内において弁28を介して圧力チェンバ22に接続され、通気出力ポート30は流体流路内において弁32を介して圧力チェンバ22に接続される。患者出力ポート26は患者出力ライン(図示せず)を介して患者に直接接続することができる。通気出力ポート30は、たとえば、収集バッグ又は他の流体流しに直接接続することができる。

入/出力弁作動装置34は複数の流体入力弁18及び患者出力弁28に作用接続される。入/出力弁作動装置34は、弁18, 28の「開放」状態及び「閉鎖」状態を選択すると共に、対応する流体入力ポート16からカセット12に流入する流体の流れ及びカセットから患者の体内に流入する流体の流れを制御するように動作する。作動装置34は、流体が偶発的に重力により流れ、注入される危険

をなくすために入力弁及び出力弁が同時に「開放」状態となるのを阻止するように動作するのが好ましい。患者出力ポートと、選択されたいずれか1つの入力ポートとを「開放」状態に維持するために、出力弁28に接合する別の作動装置が接続されるのが好ましい。

通気弁作動装置36は通気弁32に作用接続される。通気弁作動装置36は弁32の「開放」状態及び「閉鎖」状態を選択すると共に、最初の準備期間中及び注入システムの動作期間中に流体チャンネルから空気を取除くためにカセット12から収集バッグに注入する流体の流れを制御するように動作する。

カセット・ロック位置センサ38は、流体の漏れ及び意図せずに実行される注入を阻止するために、カセットが所期の動作位置にあることを示す信号を提供するように動作する。

圧力変換器40は圧力チェンバ22に作用接続される。圧力変換器40は圧力チェンバ22内の圧力を表わすアナログ信号を提供するように動作する。



増幅器42はそのアナログ信号を増幅し、アナログ／デジタル変換器(ADC)44は増幅されたアナログ信号をデジタルデータに変換する。後述する吸上げシーケンスの所定の段階において、デジタルデータはライン中の空気、公称注入体積に対する実際の注入体積、患者出力ラインの閉塞及び対応する流体入力ポート16を介して注入されるべき残りの流体レベルを表わす情報を提供する。

ポンプ作動装置46はポンプチェンバ20に作用接続される。ポンプ作動装置46は、弁28及び32の動作状態に従ってポンプチェンバ20を制御自在に充填し且つポンプチェンバ20の流体を患者出力ポート26又は通気出力ポート30へ制御自在に排出するように動作する。ポンプ作動装置46は、所定の注入剤の濃度を希釈するために所期の量の流体をいずれか1つ又はいくつかの流体入力ポート16から所期の時間間隔をもつて時間シーケンス方式又は時間オーバーラップ方式の任意の順序で精密に投与するように動作する。

システム制御装置48は入／出力弁作動装置34

と、通気弁作動装置36と、カセット・ロック位置センサ38と、アナログ／デジタル変換器44と、ポンプ作動装置46とに作用接続される。システム制御装置48は、弁18を所期の時間シーケンスで「開閉」するために入／出力作動装置34に制御信号を提供し、所定の時間間隔の間に所定量の注入剤を注入するように選択された流量でポンプチェンバ20をポンプ動作させるためにポンプ作動装置46に制御信号を提供し、且つ準備期間中及び注入期間中に流体流路から空気を取除くために通気弁作動装置36に制御信号を提供するように動作する。

オペレータ会話型表示装置50はシステム制御装置48に作用接続される。表示装置50は、システム制御装置48の動作モードにそれぞれ対応する後述する複数の表示テンプレートの中の1つを表示し、システム状態情報を表示し、体積、流量及び注入時間を選択する際にオペレータを補助するためにオペレータ指示メッセージを表示し、且つ様々な誤り状態及び警報状態を表示するように

動作する。モードには、フラッシュ(洗浄)モードテンプレート、ブライムモードテンプレート、オーバーライドモードテンプレート、一次モードテンプレート及びビギンバックモードテンプレートが含まれる。

オペレータデータ／ファンクションキー52はシステム制御装置48に作用接続される。データ／ファンクションキー52は、注入の流量、体積及び時間を選択し、オーバーライドモード、ブライムモード及び通常のオンモードを含む注入システムの動作状態を選択し、オペレータ会話型表示装置を制御し、さらに最大閉塞圧力、最小注入流量及び投与されるべき流体の総体積を選択するために操作される。

状態指示用発光ダイオード(LED)54はシステム制御装置48に作用接続される。(LED)54は様々な警報状態及びバッテリーの状態を可視表示するように動作する。可聴警報器56は、警報状態を可聴表示するためにシステム制御装置48に作用接続される。1つ又は複数の従属インターフェー

ス58はシステム制御装置48に作用接続される。各従属インターフェース58は、相反性の注入剤の注入を管理するためにシステム制御装置48に連動する補助ポンプに接続することができる。汎用非同期送／受信インターフェース(UART)60はシステム制御装置48に作用接続される。UART60は、表示端末又はコンピュータ化中央ナースステーションなどの何らかの適切な周辺装置に接続されても良い。

整流器／調整器62は従来の病院用アウトレットなどの交流電源64に可溶リンク66を介して接続される。調整器67はスイッチ70を介して整流器／調整器62に接続される。整流器／調整器62及び調整器67は通常動作時に注入システムに電力を供給する。バッテリー68は、停電時又は患者を集中治療ユニットと手術室との間などで移動させたい場合に注入システムに電力を供給する。バッテリー68、整流器／調整器62及び調整器67は、ADC44の「電圧入力端子」に作用接続される。システム制御装置48は調整器からの変換器信号

の出力が所定の値以下に降下するのに応答してバッテリー68へ切換えるように動作し、システム制御装置48は、バッテリーのレベルが所定のレベル以下に降下するたびに低バッテリー表示を提供するために、適切な状態指示用LEDを動作させる。

次に、第2図に関して説明する。72はシステム制御装置48(第1図)の主要な動作状態を示す状態図である。「オフ」状態74において、システム制御装置48は待機中であり、そのクロックは動作しており且つポンプ動作は行なわれていない。「プログラミング」状態76において、データは複数の流体入力ポート16(第1図)のいずれか1つ又はいくつかから投与されるべき流体の時間、流量及び体積を指定するために選択的に入力され、また、現在の時間、KVO速度、最大閉塞圧力並びに総流体流量及び総体積を指定するためのデータも選択的に入力される。入力されたデータは、オペレータによる検閲のために、オペレータ会話型表示装置に「プログラミング」状態で選択

的に表示することができる。「オーバーライド」状態78においては、システム制御装置48(第1図)は手動オーバーライドモードで動作する。状態78において、複数の流体入力ポートの所定の1つからの緊急注入流量を指定するため及び流体を指定された緊急流量で汲上げるためのデータが選択的に入力される。「ブライム」状態80においては、入力ラインをブライミングラインとして指定するためにデータが選択的に入力される。「ブライム」状態において、システム制御装置は、流体が重力の作用によつて所定の入力ポートからカセット12(第1図)を介して流れ、カセットから空気を取除くために収集バッグに流入するか又は患者ラインから空気を取除くために出力ポートを介して静脈穿刺の前に患者出力ラインに流入することができるようにする。「ブライミング」状態においては、流体をポンプ動作によりブライムしても良い。「オート・オン」状態82においては、システム制御装置は、「プログラミング」状態で指定された流量、体積及び時間で流体を入力ポ-

ートから自動的に汲上げるように動作する。「プログラミング」状態において複数の流体入力ポートの中の特定の1つに関連したシステム制御装置は、「オート・オン」状態82においては、所望の治療プロセスに従つて選択された流量、体積及び時間で患者に注入されうる複数の流体入力ポートのその他のものに対応しても良い。「履歴」状態84において、システム制御装置は、複数の流体入力ポートから所定の時間に患者に投与された流体の総量を表わすデータをオペレータ会話型表示装置に表示するように動作する。履歴状態において累積されるデータをコンピュータ化病院情報システムと共に利用することができると有利である。「従属ポンプ制御装置」モード86においては、システム制御装置は1台又は複数台の補助ポンプを制御するように動作する。総合注入制御及びデータ累積の利点をそとなうことなく相反性薬剤の投与のために1つ又は複数の付加注入剤の注入を制御するように補助ポンプを使用できると有利である。

次に、第3図(A)に関して説明する。図は、複

数の流体入力ポートと、少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムのハウジング88の好ましい実施例を示す等角投影図である。ハウジング88は、フロントパネル90がオペレータが操作しやすい角度、好ましくは45°をなすように従来のIVポール92に取付けられる。使い捨て自在のカセット94は、ハウジング88の片側に設けられる溝96に摺動自在に取付けられる。カセット94は、流体流路にごく少量の空気を吸上げると共に、後にさらに詳細に説明するように流体流路から空気を急速に取除くことができるように、垂線に対して同じ角度をなして傾斜している。安全機構102を有するロックレバー100はハウジング88に回動自在に取付けられる。ロックレバー100は、ハウジング88内で往復運動するように取付けられるロッドに作用結合される。安全機構102を解除すると同時にロックレバー100を回動することにより、ロッドは後述するような状態でカセット94をハウジング88の側面の溝96に取外し自在に保持する。カセット94は4つの

流体入力ポート 104, 106, 108 及び 110 と、患者出力ポート 112 と、通気出力ポート 114 とを含む。複数の流体容器はハウジング 88 の上方に所定の距離だけ垂直方向に離間して配置され、対応する流体入力ポートに直接接続される。図面には、流体入力ポート 104, 106 に接続される 2 つのそのような流体容器 116, 118 が特に示されている。流体入力ポート 108, 110 に 2 つの付加的な流体容器、バッグ又は注射器（図示せず）を直接接続しても良いことは明らかである。ハウジングの側面に複数本の指示線 119 が設けられる。患者出力ライン 120 は患者出力ポート 112 に接続され、収集バッグライン 122 は通気出力ポート 114 と、ハウジング 88 の裏側に取外し自在に保持される収集バッグ（図示せず）とに接続される。

次に第 3 図 (B) に関して説明する。図は、複数の流体入力ポートと、少なくとも 1 つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムのハウジングのフロントパネル 124 の好ましい実施例を示す平面図である。フロントパネル 124 は複数

の表示テンプレートの中の 1 つを表示するオペレータ会話型表示装置 126 を含む。表示装置 126 は、たとえば Epson から市販されている 80 文字 LCD 表示装置であるのが好ましい。点線の矩形 128 により示される複数の表示指令キーがフロントパネル 124 に設けられる。表示指令キー 128 はクリアエントリーキー 130 と、ラストエントリーキー 132 と、ネクストエントリーキー 134 と、エンターキー 136 とを含む。クリアエントリーキー 130 は、押されたとき、不注意により又は誤つて入力されたデータをクリアし、ラストエントリーキー 132 は、押されたときに、表示カーソルを先の表示領域へ移動し、ネクストエントリーキー 134 は、押されたときに、表示カーソルを次の表示領域へ移動し、エンターキー 136 は様々な表示領域に入力されたデータをシステムの記憶装置に入力する。

点線 138 により囲まれる複数の流量、体積及び時間指令キーもフロントパネル 124 に設けられる。流量、体積及び時間指令キー 138 は一次注入キー 140 と、ビギンバック注入キー 142 と、フラ

ッシュキー 144 と、リセットキー 146 とを含む。一次注入キー 140 は、押されたとき、プログラミング状態 76（第 2 図）を選択し且つ各流体入力に関する一次注入テンプレートを表示する。これにより、一次流体の同じ流量又は異なる流量での所定の時間シーケンスの非同時注入を要求する規定の治療プロセスを実施するために複数の流体入力ポートのいずれか 1 つ又はいくつかからの注入の流量、体積及び時間を任意の順序で選択することができる。一次注入テンプレートは次のフォーマットを有するのが好ましい。

1. PRESS A, B, C, OR D TO PROGRAM LINE: \_\_\_\_\_  
CALL BACK Y/N? \_\_\_\_\_ "NEXT"

このとき、オペレータはキー 162, 164, 166, 168 のいずれか 1 つを押す。オペレータがたとえば「A」として指示されるキー 168 を選択すると、一次注入テンプレートの第 1 のデータフィールドに文字「A」が現われる。次に、オペレータが「ネクストエントリー」キー 134 を押すと、表示カーソルは一次注入テンプレートの第 2 のデータ

フィールドに移動する。次に、オペレータはキー 176 又はキー 178 を選択し、テンプレートの第 2 のデータフィールドに「yes」又は「no」が現われる。「yes」キー 176 を押すことによりコールバックを選択すると、選択したラインにおいて注入を開始する前にシステムオペレータがコールバックされるべきであることが指定される。次に、オペレータが再び「ネクストエントリー」キー 134 を押すと、システム制御装置は次の表示テンプレートを表示するように動作する。

2. LINE A RATE: \_\_\_\_\_ ML/HR INFUSE VOL: \_\_\_\_\_ ML  
FOR - HR - MIN CONTAINER: \_\_\_\_\_ ML "ENTER"

次に、オペレータは後述する適切なデータキー 170 及び適切な表示指令キー 128 を押して、投与すべき流体の所定の流量、体積及び持続時間と、一次ライン「A」に関する容器の容積とを入力する。テンプレートのデータフィールドは、この場合、「点線」の下線又は「実線」の下線により示される。「点線」の下線のエントリーはオプションである。たとえば上述のテンプレートに関して

流量と体積とが指定されれば、システム制御装置は持続時間と体積を計算することができる。次に、オペレータが「エンター」キー 136 を押すと、選択されたデータはそのラインに関連するデータファイルの対応するアドレスに入力される。一次ラインとしてのライン B、C 及び D について流量、体積及び時間を選択するときには、以上のプロセスを反復すれば良い。

ビギンバック注入キー 142 は、押されたとき、「プログラミング」状態 76 (第 2 図) を選択し、ビギンバック注入テンプレートを表示する。これにより、注入剤の 1 つの濃度の希釈を行なうために 1 つ又は複数のビギンバック流体の規則的な繰返し間隔での又は時間オーバーラップ方式での間欠的注入を要求する治療プロセスを実施するために、複数の流体入力ポートのいずれか 1 つ又はいくつかからの流量、体積及び時間順序を任意の順序で選択することができる。ビギンバック注入の持続時間は、それぞれ 60 分未満であるのが好ましい。ビギンバック注入テンプレートは次のフ

ーマットを有するのが好ましい。

3. PRESS A,B,C OR D TO PROGRAM LINE: \_\_\_\_\_  
CALL BACK Y/N? \_\_\_\_\_ SYRINGE Y/N? \_\_\_\_\_ \*NEXT\*

このとき、オペレータはキー 162, 164, 166, 168 のいずれか 1 つを押す。たとえば、オペレータが「B」と示されるキー 166 を選択すると、ビギンバック注入テンプレートの第 1 のデータフィールドに文字「B」が現われる。次に、オペレータが「ネクストエントリー」キー 134 を押すと、表示カーソルはビギンバック注入テンプレートの第 2 のデータフィールドへ移動する。次に、オペレータがキー 176 又はキー 178 を押すと、テンプレートの第 2 のデータフィールドに「yes」又は「no」が現われる。コールバックは、ライン「B」における注入の前に再びオペレータを選択、すなわちコールバックする。次に、オペレータが「ネクストエントリー」キー 134 を押すと、表示カーソルはビギンバック注入テンプレートの第 3 のデータフィールドへ移動する。次に、オペレータがキー 176 又は 178 を選択すると、テンプレートの第 3

のデータフィールドに「yes」又は「no」が現われる。SYRINGE (注射器) は、選択されると、注射器のプランジヤを所定の流体入力ポートから後述するように引離すための吸上げシーケンスを指定する。次に、オペレータが「ネクストエントリー」キー 134 を再び押すと、システム制御装置は次の表示テンプレートを表示するように動作する。

4. LINE B RATE: \_\_\_\_\_ ML/HR INFUSE VOL: \_\_\_\_\_ ML  
FOR \_\_\_\_\_ MIN Q: -HR X: \_\_\_\_\_ \*NEXT\*

オペレータは第 1 のデータフィールドにおいて流量を選択し、第 2 のデータフィールドにおいて体積を選択し、第 3 のデータフィールドにおいて持続時間 (分) を選択し、第 4 のデータフィールド「Q」において反復間隔を選択し、第 5 のデータフィールド「X」において同じ注入が繰返されるべき回数を選択する。このテンプレートの反復間隔は任意に選択される。データをデータフィールドに入力し、「ネクスト」キーを押した後、システム制御装置は次の表示テンプレートを表示するように動作する。

5. B CONTAINER: \_\_\_\_\_ ML DILUTE WITH LINE--  
DILUENT VOL: -ML RATE: -ML/HR \*ENTER\*

オペレータは、第 1 のデータフィールドにおいて「B」ラインの流体容器の容積を指定し、第 2 のデータフィールドにおいて希釈のための流体入力ラインを選択し、第 3 のデータフィールドにおいて希釈液の体積を選択し、第 4 のデータフィールドにおいて希釈液の流量を選択する。次に、オペレータが「エンター」キー 136 を押すと、データはそのラインのデータファイルの対応するアドレス場所に書込まれる。

フラッシュキー 144 は、押されたとき、注入剤を互いに緩衝処理するために複数の流体入力ポートの 1 つをフラッシングラインとして選択すると共に、様々な異なる長さの患者出力ライン 120 (第 3 図(A)) に適合するように選択される可変フラッシュ量及び流量を選択することができるように作用する。フラッシュ表示テンプレートは次のフォーマットを有するのが好ましい。

6. FLUSH PATIENT LINE WITH LINE \_\_\_\_\_

RATE \_\_\_\_ ML/HR VOL: \_\_\_\_ ML/FLUSH "ENTER"

次に、オペレータは、第1のデータフィールドについてフラッシュラインを指定するためにキー162, 164, 166, 168のいずれか1つを押し、第2及び第3のデータフィールドについてフラッシュの流量及び体積を指定するために適切なキー170を押す。次に、オペレータが「エンター」キーを押すと、データはデータファイルに入力される。フラッシング動作中、システム制御装置は次の表示テンプレートを表示するように動作する。

7. FLUSHING PATIENT LINE WITH LINE \_\_\_\_  
\_\_\_\_ ML FLUSHED TILL NOW

リセットキー146は、押されると、オペレータが複数の流体入力ポートのそれぞれについて選択された先の流量、時間及び体積をクリアできるようにする。このキーが押されたときに注入プロセスが進行中である場合、システム制御装置は、キーが偶然に押されたのではないことを確認するメッセージをオペレータにプロンプトするために、次の表示テンプレートをオペレータ会話型表示装

置が「エンター」キーを押すと、選択されたデータはそのラインのデータファイルのアドレス領域に書き込まれる。

システム制御装置は、ビジーバックラインについてスタートキー150が押された場合に次の表示テンプレートを表示するように動作する。

10. START \_\_\_\_ : \_\_\_\_ AM-HR-MIN FROM NOW  
"ENTER"

オペレータは、第1のデータフィールドにおいてラインを選択する。オペレータは、第2及び第3のデータフィールド(時、分)において指定のスタート時間を選択する。第4及び第5のデータフィールドにおいては、選択されたラインがスタートされる前の指定の時間遅延スタートを選択する。そこにデータが入力されない場合には、ポンプ動作は現在のシステム時間にスタートする。次に、オペレータが「エンター」キーを押すと、選択されたデータはそのラインのデータファイルアドレス領域に書き込まれる。

ストップキー152は、押されると、所望の注入

置126に表示する。

8. RESET LINE- "ENTER"

点線148により囲まれる複数のポンプ指令キーがフロントパネル124に設けられている。ポンプ指令キー148はスタートキー150と、ストップキー152と、オーバーライドキー154と、ブライミングキー156とを含む。スタートキー150は、押されると、所定の注入治療プロセスを開始させる。システム制御装置は、スタートキー150が一次ラインについて押された場合に次のテンプレートを表示するように動作する。

9. START LINE \_\_\_\_ PM-HR-MIN FROM NOW  
OR AFTER LINE-INFUSION COMPLETE "ENTER"

オペレータは、スタート一次表示テンプレートの第1及び第2のデータフィールドにおいて、選択したラインのスタート時間を機械時間で選択し、第3及び第4のデータフィールドにおいて指定される時間遅延スタートを選択し、第5のデータフィールドにおいて、別のラインの注入終了後の指定一次ラインのスタートを選択する。次に、オペ

プロセスを終了させる。システム制御装置は所期の停止を確認するために次の表示テンプレートを表示するように動作する。

11. STOP LINE- "ENTER"

オペレータは、表示テンプレートのデータフィールドにおいて停止されるべき適切なラインを選択し、このデータは、入力されたときにデータファイルに書き込まれる。

オーバーライドキー154は、押されると、オーバーライド状態78(第2図)を選択するように動作する。オーバーライドキー154は先に選択された全ての注入パラメータを停止し、従つて、オペレータは緊急時又はその他の状況の際の注入のために選択される流量で流体入力ポートのいずれか1つを選択することができる。システム制御装置は、オーバーライドキー154が押されたとき、次のテンプレートを表示するように動作する。

12. OVERRIDE LINE \_\_\_\_ WITH NEW RATE \_\_\_\_ ML/HR  
STOPS ALL PROGRAMMED LINES "ENTER"

オペレータは、第1のデータフィールドにおい

てオーバーライドラインを選択し、第2のデータフィールドにおいてオーバーライド流量を選択する。表示テンプレートは、先に選択された全ての流量、ライン及び体積が無効になつたという指示メッセージによりオペレータにその旨を通知する。

ブライミングキー156は、押されると、ブライム状態80(第2図)を選択する。オペレータは、ブライミングキー156により、流体入力ポートのいずれか1つを選択し、流体を選択したポートからカセットを介して収集バッグ又は患者出力ラインに流入させることができる。対応する弁は開放状態に保持されるので、流体は、選択されたラインキーが押されている限り流れることができる。システム制御装置は、ブライミングキーが押されたとき、次の表示テンプレートを表示するように動作する。

13. PRESS & HOLD DOWN KEY TO PRIME LINE-  
INTO COLLECTION BAG                   "ENTER"

オペレータは、第1のデータフィールドにおいて、どの入力ポートを収集バッグにブライムすべ

入力ポート選択キー162と、「C」入力ポート選択キー164と、「B」入力ポート選択キー166と、「A」入力ポート選択キー168とを含む。前述のように、ブライミングキー156を押した後に、選択したラインキーを押したまま患者ラインキー160を押すと、選択したラインキーが押されている限り、選択した流体入力ポートからカセットを介して患者出力ラインに至るブライミングが選択される。ブライミングキーを押した後に、キー162、164、166及び168のいずれか1つを押すと、選択した流体入力ポートからカセットを介して収集バッグに至るブライミングが選択される。前述のように、オーバーライドキー154と、キー162、164、166及び168のいずれか1つとを押すと、選択したラインについてオーバーライドモードの動作が選択される。キー162、164、166、168は、一次注入キー140、ビギーバック注入キー142及びフラッシュキー144が押されたときに同様に動作する。

キー162、164、166、168のいずれか1つが単独で(すなわち、上述のキーのいずれとも組合わされ

きかを選択する。システム制御装置は、キー162、164、166及び168の対応する1つが手動操作により閉成状態に維持されている間は選択したラインからのブライミング動作を継続するように動作する。

システムオペレータがブライミングキーを押した後、キー160を押すと、システム制御装置は次の表示ランプレートを表示するように動作する。

14. PRESS & HOLD DOWN KEY TO PRIME LINE-  
INTO PATIENT LINE                   "ENTER"

テンプレートの第1のデータフィールドにおいて、オペレータは、どの入力ポートを患者ラインにブライムすべきかを選択する。システム制御装置は、対応するキー162、164、166又は168が押されている間は患者ラインをブライミングするように動作する。

点線158により囲まれる複数の流体入/出力ポート制御キーがフロントパネル124に設けられている。入/出力ライン選択キーとも呼ばれるこれらのキー158は患者ラインキー160と、「D」

ずに)押された場合、システム制御装置は一次ライン状態表示テンプレート又はビギーバックライン状態表示テンプレートを使用して対応する流体入力ポートの状態を表示するように動作する。一次ライン状態表示テンプレートは次のフォーマットを有するのが好ましい。

15. A: \_\_\_\_ML/HR INFUSE VOL: \_\_\_\_ML  
PRIMARY INFUSION CONTAINER VOL: \_\_\_\_ML

ビギーバックライン状態表示テンプレートは次のフォーマットを有するのが好ましい。

16. D: \_\_\_\_ML/HR INFUSE VOL: \_\_\_\_ML Q: - X: \_\_\_\_  
PIGGYBACK INFUSION CONTAINER VOL: \_\_\_\_ML

キー160が単独で(すなわち、上述のキーのいずれとも組合わせられずに)押された場合、システム制御装置は患者ライン状態表示テンプレートを表示するように動作する。患者ライン状態表示テンプレートは次のフォーマットを有するのが好ましい。

17. OCCLUSION PRES: \_\_\_\_PSI MAX RATE: \_\_\_\_ML/HR  
PATT LINE PRES: \_\_\_\_PSI KVO RATE: \_\_\_\_ML/HR

第1のデータフィールドは閉塞圧力を表示し、第2のデータフィールドは最大流量を表示し、第3のデータフィールドは患者ラインの圧力を表示し、第4のデータフィールドは静脈を開放状態に保持するための(KVO)圧力を表示する。

点線170により囲まれる複数個のデータキーがフロントパネル124に設けられている。データキー170は、複数の流体入力ポートのそれぞれに関する流量、体積及び時間を含む適切な注入パラメータを入力するための「1」から「9」までの数字キーと、対応する時間を選択するための「AM」キー及び「PM」キーと、オペレータがオペレータ会話型表示装置126の様々な表示テンプレートに表示される指示メッセージを選択するための「yes」キー176及び「no」キー178とを含む。

フロントパネル124に設けられるIVフローシートキー180は、押されたとき、履歴状態84(第2図)を選択するように動作する。このキー180が押されると、システム制御装置は現在までの総注入体積を表示するように動作する。システム制

御装置は、IVフローシートキー180が押されたとき、次の表示テンプレートを表示させる。

18. A:LOG B:LOG C:LOG D:LOG TOTAL FLOW  
——0——0——0——0——0`ENTER`

表示テンプレートのデータフィールドは、適切なデータフィールドにおいてリセットキー146を押すことにより選択的にリセットすることができる。

フロントパネル124に設けられる説明キー182は、上述のファンクションキーのいずれか1つと続けて押されたとき、オペレータが対応するキーの機能を理解するのを助けるオペレータ表示テンプレートをオペレータ会話型表示装置126に表示する。キーの説明を得るためには、説明キーが押された後、各キーを3秒以内押し続けているべきである。説明を簡潔にするため、表示テンプレートの実例は省略する。フロントパネル124に設けられるミュータキー184が押されると、システム制御装置は可聴警報器の音を止めるように動作する。

点線186により囲まれる複数個の状態指示LED

がフロントパネル124に設けられている。状態指示LED186は交流電力LED188と、バッテリーLED190と、警報LED192とを含む。交流電力LED188は、注入システムが交流電力によつて動作していることを可視表示し、バッテリーLED190は、注入システムが内部バッテリー電力によつて動作していることを可視表示し、警報LED192は警報状態又は誤り状態を可視表示する。システム制御装置は、ある1本のラインの注入が完了したことを指示するため、コールバックが要求されたことを指示するため、閉塞状態を指示するため、ライン内の空気を指示するため、低バッテリー状態を指示するため、カセットが所定の場所でないことを指示するため及び複数の一次注入が同時に計画されたことを指示するために、警報表示を提供するように動作する。システム制御装置は、それぞれの警報状態について次の表示テンプレートを表示する。

19. INFUSION COMPLETE START ANOTHER LINE OR  
STOP LINE \_\_\_\_ TO CLEAR ALARM

20. CALLBACK REQUESTED, START OR STOP LINES  
TO CLEAR ALARM

21. OCCLUSION IN PATIENT LINE  
CLEAR OCCLUSION & START LINES

22. AIR IN LINE OR UPSTREAM OCCLUSION  
PURGE AIR & START LINES

23. LOW BATTERY VOLTAGE CONDITION  
PLUG AC CORD INTO RECEPTACLE

24. CASSETTE LOCK LEVER NOT IN PLACE  
RETURN TO LOCK POSITION & START LINES

25. PRIMARY INFUSIONS OCCUR SIMULTANEOUSLY  
MUST RE-PROGRAM START TIME

システム制御装置は、ポンプの故障を指示するため及び範囲外エントリー又は無効キーを指示するために誤り表示を提供するように動作する。対応する誤り表示テンプレートは次のフォーマットを有するのが好ましい。

26. PUMP FAILURE  
SERVICE REQUIRED

27. VALUE OUT OF RANGE OR INVALID KEY:PRESS

RESET KEY FOR HOME OMNIGRAM: READ MANUAL

システム制御装置は、上述の表示テンプレートのいずれをも表示しないとき、常にシステム状態を指示する次の「ホーム」表示テンプレートを表示するように動作する。

28. A:OFF B:OFF C:OFF D:OFF TOTAL 12:00AM  
0 0 0 0 0 ML/HR

各ラインの状態は「OFF」、「PGM」、「ON」、「OVR」又は「KVO」である。「OFF」は対応するラインが非動作状態であることを示し、「PGM」は対応するラインが選択した流量、体積及び時間での吸上げのためにプログラムされたことを示し、「ON」は対応するラインがポンプ動作中であることを示し、「OVR」は対応するラインがオーバーライド状態にあることを示し、「KVO」は対応するラインが静脈を開放状態に保持するモードにあることを示す。

現在の時間をセットするため、最大閉塞圧力を選択するため、最大注入流量を選択するため及び静脈を開放状態に保持するモードと流量を選択す

るための付加的な表示テンプレートは、「\*」キー174を押した後に対応するデータキー「1」、「2」、「3」及び「4」を押すことにより表示される。それらの表示テンプレートは次のフォーマットを有するのが好ましい。

29. CURRENT TIME: \_\_\_\_\_ "ENTER"

30. MAXIMUM OCCLUSION PRESSURE: \_\_\_\_\_ PSI "ENTER"

31. MAXIMUM TOTAL INFUSION RATE: \_\_\_\_\_ ML/HR "ENTER"

32. KVO RATE: \_\_\_\_\_ ML/HR "ENTER"

次に、オペレータが「エンター」キーを押すと、選択されたデータはデータファイルに各表示テンプレートに関連して設けられる対応するアドレス領域に入力される。

次に、第4図に関して説明する。第4図(A)は、複数の流体入力ポートと、少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムの使い捨てカセットの第1のハウジング部分194を示し、第4図(B)は第2のハウジング部分196を示し、第4図(C)は可撓性のダイアフラム198を示す。第4図(A)に示されるように、第1のハ

ウジング部分194は、適切な米国薬物規格に適合する射出成形の透明プラスチック部材200を含む。この部材200は一体の直立周辺フランジ202と、長手方向に延出する流体チャンネル204とを含む。複数の長手方向に互いに離間する流体入力開口206と、ポンプチエンパ208とは透明プラスチック部材200と一体に、流体チャンネル204と連通して形成される。チャンネル210は、ポンプチエンパ208と圧力チエンパ212との間に透明プラスチック部材200と一体に形成される。圧力チエンパ212は透明プラスチック部材200と一体に形成される。患者出力開口214と、通気出力開口216とは透明プラスチック部材200と一体に形成され且つ圧力チエンパ212と流体連通状態にある。中心開口220を有する円板218は圧力チエンパ212の上方に設けられ、圧力チエンパを限定する壁と共動してダイアフラム198(第4図(C))がつぶれて圧力チエンパ212内に侵入するのを阻止する。第4図(D)に最も明瞭に示されるように、カセットの第1のハウジング部分194は、流体開口206、

214、216(第4図(A))の対応する1つを取囲むように一体に形成される流体入力ポートを限定する環状の間隙222を含む。各間隙222の両端には、相対向する係止フランジ224が一体に形成される。透明プラスチック部材200は長手方向に延出する肩部225を含み、それらの肩部225は、カセット94(第3図(A))のその平面に対して横方向の運動を阻止するように、ハウジング88(第2図(A))の側面に設けられる長手方向に延出するガイド部と当接する。

次に第4図(B)に関して説明する。第2のハウジング部分196は、第1のハウジング部分194(第4図(A))と流密密封係合状態にかみ合う透明プラスチック部材226を含む。この部材226は、長手方向に延出するダイアフラム受入れ凹部228を含む。複数の長手方向に互いに離間する入力弁ブランジャ受入れ開口230は透明プラスチック部材226を貫通して設けられる。出力弁ブランジャ受入れ開口232は透明プラスチック部材226に設けられ、通気弁ブランジャ受入れ開口234は透



明プラスチック部材 226 に設けられる。透明プラスチック部材 226 と一体に形成される直立環状フランジ 236 は入力弁ブランジャ受入れ開口 230 と、通気弁ブランジャ受入れ開口 234 と、出力弁ブランジャ受入れ開口 232 とをそれぞれ取囲むように設けられる。透明プラスチック部材 226 と一体に形成される半円形のチャンネル部分 238 は、ダイアフラム受入れ凹部 228 と連通する環状フランジ 236 のそれぞれを取囲むように設けられる。ハウジング部分 196 の透明プラスチック部材 226 はポンプピストン受入れ開口 240 と、圧力変換器受入れ開口 242 とを含む。透明プラスチック部材 226 に、ダイアフラム受入れ凹部 228 と連通して一体に形成される環状のフランジ 244 はポンプピストン受入れ開口 240 を取囲むように設けられ、透明プラスチック部材 226 に一体に形成される環状のフランジ 246 は圧力変換器受入れ開口 242 を取囲むように設けられる。環状のフランジ 244, 246 の周囲には、半円形のチャンネル部分 249 も設けられる。フランジ 244, 246 の中間に設けられる凹部

247 はダイアフラム受入れ凹部 228 に連接する。フランジ 236, 244, 246 の端部は透明プラスチック部材 226 のほぼ平坦な表面と同一の平面にある。

次に、第 4 図 (C) に関して説明する。ダイアフラム 198 は、適切な米国薬物規格に適合するシリコーンゴムからある長さで射出成形されるのが好ましい。ダイアフラム 198 は長手方向に延出する補強シール部 248 を含み、このシール部 248 の横幅はダイアフラム受入れ凹部 228 に受入れられる長手方向に延出する流体チャンネル 204 (第 4 図 (A)) の横幅より広い。複数の長手方向に互いに離間する流体入力弁パッド 250 は、長手方向に延出する補強シール部 248 に設けられる。個々の流体入力弁パッド 250 は流体入力開口 206 (第 4 図 (A)) 及び入力弁ブランジャ受入れ開口 230 (第 4 図 (B)) の対応するものとアライメントされる。流体入力弁パッド 250 は、環状のフランジ 236 (第 4 図 (B)) の対応するものとそれぞれアライメントされる環状の凹部 252 と、流体入力開口 206 (第 4 図 (A)) 及び入力弁ブランジャ受入

れ開口 230 (第 4 図 (B)) の対応するものとそれぞれアライメントされる一体の直立円筒形突起 254 とを含む。

環状の凹部 258 により取囲まれる凸形ドーム 256 がダイアフラム 198 に設けられる。凹部 258 は環状のフランジ 244 (第 4 図 (B)) とアライメントされ、ドーム 256 はポンプピストン受入れ開口 240 (第 4 図 (B)) 及びポンプチェンバ 208 (第 4 図 (A)) とアライメントされる。ダイアフラム 198 にさらに設けられる薄い円形の部分 260 はフランジ 246 (第 4 図 (B)) 及び圧力チェンバ 212 (第 4 図 (A)) とアライメントされる。通気弁パッド 262 はダイアフラム 198 の、ドーム 256 と円形の部分 260 との間に通気出力開口 216 (第 4 図 (A)) 及び通気弁ブランジャ受入れ開口 234 (第 4 図 (B)) とアライメントされて設けられ、患者出力弁パッド 263 は環状の凹部 258 に隣接して、患者出力開口 214 (第 4 図 (A)) 及び出力弁ブランジャ受入れ開口 232 (第 4 図 (B)) とアライメントされて設けられる。弁パッド 262, 263 の

それぞれは、流体入力弁パッド 250 に関して先に説明したのと同様に環状の凹部により包囲される一体の直立円筒形突起を含む。流体入力弁パッド 250、通気弁パッド 262 及び患者出力弁パッド 263 の円筒形突起は、第 1 のハウジング部分 194 に対して流体の流れを阻止するシールを提供するために、第 1 のハウジング部分 194 の対応するアライメントされた開口より大きい。補強シール部 248 及びドーム 256 (第 4 図 (C)) の厚さは、動作中にそれらの部分が意図せずにへこんで流体チャンネル 204 及びポンプチェンバ 208 (第 4 図 (A)) に侵入するのを十分に阻止しうる剛さを提供するように選択される。

第 4 図 (D) 及び第 4 図 (E) に最も明瞭に示されるような使い捨てカセットの組立て後の状態において、ダイアフラム 198 は第 1 のハウジング部分 194 と第 2 のハウジング部分 196 との間に挟持される。ダイアフラム 198 の長手方向に延出する補強シール部 248 はダイアフラム受入れ凹部 228 に受入れられ、それぞれの弁パッド 250, 262, 263 の

中央の円筒形突起 254 はそれぞれ対応する開口 230, 232, 234 の中へ突出し、ドーム 256 はポンプ チェンバ 208 の入口の上方に受入れられ、円形の 部分 260 は円板 218 及び圧力チェンバ 212 の上方 に受入れられる。2つのハウジング部分を互いに 流密密封係合状態で固着するために、超音波溶接 などの何らかの適切な手段を採用すれば良い。使用 中、カセットは、第3図(A)の説明に関連して 述べたように、垂線に対して45°の角度をなして いるのが好ましい。容易に理解されるように、流 体チャンネル 204 (第4図(A))の中の空気は全 て、このチャンネルに沿ってポンプチェンバ 208 (第4図(A))及びチャンネル 210 を介して上昇 し、圧力チェンバ 212 (第4図(A))に流入する。 後述するように、システム制御装置は圧力チェン バ内の空気を検出し、空気を排出するために通気 出力弁を適切に開放し、その状態が継続するよう であれば警報を発生する。空気は上昇して圧力チ ェンバに入るの、通常の動作において、ポンプ チェンバ内にはほとんど空気は存在しない。ポンプ

チェンバが制御自在に排出されるとき、所期の注 入剤のみが患者出力ポートに供給されるので、患 者の体内に空気が侵入する危険は全くない。

複数の弁ブランジヤは入力弁ブランジヤ受入 れ開口 230、出力弁ブランジヤ受入れ開口 232 及 び通気弁ブランジヤ受入れ開口 234 (第4図(B)) の対応するものにそれぞれ受入れられ、対応する 流体弁の動作状態を制御するために、対応する直 立円筒形突起 254 (第4図(D))を押して流体入 力開口 206、患者出力開口 214 及び通気出力開口 216 と密封接触させるように往復運動する。円筒 形突起は関連するブランジヤと共に、引込められ たとき、対応する開口との接触から開放されるの で、流体はポンプチェンバ 208 に対して流入及び 流出することができる。ポンプピストンはポンプ ピストン受入れ開口 240 (第4図(B))に受入れ られる。ピストンは、第4図(E)に最も明瞭に示 されるように、ドーム 256 (第4図(C))をポン プチェンバ 208 の中へ制御自在に押入れるために 往復運動する。各吸上げシーケンスの間にポンプ

チェンバに貯えられた流体は、ピストンのこの運 動により、患者出力ポートを介して患者の循環系 に供給される。ポンプピストンの往復運動の速度、 ポンプチェンバ 208 までの行程距離及び吸上げ行 程の時間間隔は、所期の時間間隔で所期の体積の 注入剤を制御自在に投与するように選択される。

次に、第5図に関して説明する。第5図は、複 数の流体入力ポートと、少なくとも1つの患者出 力ポートとを有する本発明による注入システムの 弁及びポンプ作動装置 264 のカバーを取除いた部 分分解斜視図である。弁及びポンプ作動装置 264 は、入力弁ブランジヤ受入れ開口 230 (第4図(D)) の対応する1つとそれぞれ同軸にアライメントさ れる複数の流体入力ポート弁ブランジヤ 266 と、 出力弁ブランジヤ受入れ開口 232 (第4図(B)) と同軸にアライメントされる出力弁ポートブラン ジヤ 268 と、通気弁ブランジヤ受入れ開口 234 (第4図(B))と同軸にアライメントされる通気 弁ポートブランジヤ 270 と、ポンプピストン受入 れ開口 240 (第4図(E))と同軸にアライメント

されるポンプチェンバピストン 272 とを含む。

各流体入力弁ブランジヤ 266 は、点線で示され るU字形の支持体 276 にそれぞれ回動自在に取付 けられる複数のロッカーアーム 274 の対応する 1つに摺動自在に取付けられ且つ固着される。ロ ーラ 278 は各ロッカーアーム 274 の一端に固着さ れる。一方のローブを運動するカム 280 は、対応 する流体入力弁ブランジヤ 266 を入力弁ブランジ ヤ受入れ開口の対応するものから引出すために、 ローラ 278 の中の選択されたいずれか1つを駆動 する。圧縮ばね 282 は複数の流体入力弁ブラン ジヤ 266 の対応するものに摺動自在に取付けられ 且つ固着される。圧縮ばね 282 はU字形の支持体 276 の一方の壁に作用して、対応する弁をノー マリクローズ状態に維持するためにカセット 283 の 流体入力ポート「A」、「B」、「C」及び「D」 の中の対応するものに押入れる。

出力弁ブランジヤ 268 は、支持体 276 に回動自 在に取付けられるロッカーアーム 284 の一端に摺 動自在に取付けられ且つ固着される。ローラ 286

は、ロッカーアーム 284 の出力弁ブランジャ 268 が取付けられている端部とは反対側の端部に固着される。互いに 180° 離間する 2 つのローブを有し、カム 280 と同軸であるカム 288 は出力弁ブランジャ 268 を出力弁開口から引出すためにローラ 286 を駆動する。変位自在のラム 292 を有するソレノイド 290 は支持体 276 に固着され、そのラム 292 はロッカーアーム 284 の出力弁ブランジャ 268 と対向する端部と接触している。出力弁ブランジャ 268 を出力弁開口から引出すために、ラム 292 を選択的に作動することができる。ばね 294 は出力弁ブランジャ 268 に摺動自在に取付けられ且つ固着される。ばね 294 は U 字形の支持体 276 の一方の壁に作用して、出力弁をノーマリクローズ状態に偏向するために出力弁ブランジャ 268 を出力ポート開口に押入れる。カム 280 及び同軸のカム 288 はステップモータ 296 の軸と共に回転するように取付けられる。システム制御装置は、以下にさらに詳細に説明される所望の吸上げシーケンスを実行するために入力弁及び出力弁を選択的に作

動するようにステップモータ 296 を制御自在に回転させる。カム 280, 288 のローブは、意図しない重力流れ注入を阻止するために、ステップモータ 296 の任意の回転位置に対して入力ポートと出力ポートとが同時に開放状態になるのを阻止するように形成される。ブライミング時などのように、いずれかの入力ポートと出力ポートとを同時に開放することが望まれる場合には、システム制御装置は、常に、ステップモータ 296 を選択された入力ポートを開放する位置へ回転させ且つ出力ポートを開放するためにソレノイド 290 を作動させる。

通気弁ブランジャ 270 は、U 字形の支持体 276 に回転自在に取付けられるロッカーアーム 298 に摺動自在に取付けられ且つ固着される。変位自在のラム 302 を有するソレノイド 300 は支持体に固着され、そのラム 302 はロッカーアーム 298 と接触している。通気弁ブランジャ 270 を収集バッグ出力開口から引出して通気弁を開放するために、ラム 302 を選択的に作動することができる。ばね 304 は通気弁ブランジャ 270 に摺動自在に取付け

られ且つ固着される。ばね 304 は U 字形の支持体 276 の一方の壁に作用して、通気弁をノーマリクローズ状態に維持するために通気弁ブランジャを収集バッグポートに押入れる。

長手方向に調節自在の機械的リンク機構 310 を介して圧力変換器 308 に固着される圧力ヘッド 306 は、圧力チェンバと同軸にアライメントされる。圧力ヘッド 306 は、圧力チェンバ 212 (第 4 図(A)の圧力変化に応答して長さに沿った方向に変位される、中心開口 220 (第 4 図(A))の上方の内部同軸ロッド(図示せず)を含む。圧力変換器 308 は直線運動を圧力チェンバの圧力に比例するアナログ信号に変換する。

ローラ 312 は、ポンプピストン 276 の、ポンプチェンバ 208 (第 4 図(A))に侵入する端部とは反対側の端部に固着される。ステップモータ 316 の軸と共に回転するように取付けられ、螺旋形の支持面を有するカム 314 は、ポンプピストン 272 をポンプチェンバ 208 (第 4 図(A))に出入りするように往復運動させるためにポンプピストンを

制御自在に変位するようにローラ 312 を選択的に駆動する。支持体 276 は、ロックレバー 100 と支持体 276 との間に連結される機械的リンク機構 303 により摺動運動するように、ハウジング内に取付けられる。リンク機構 303 は、一端でロックレバー 100 に回転自在に取付けられ且つ他端で部材 307 に連結されるロッド 305 を含む。ばね偏向ロッド 309 は一端で支持体 276 に連結され、他端において部材 307 の内部にあるカム(図示せず)に連結される。マイクロスイッチ 311 はロックレバー 100 の軸方向位置を検出するために設けられる。ロックレバー 100 を軸方向に持上げて安全機構 102 からはずし、時計回り又は反時計回りに回転すると、部材 307 が変位し、それにより、ばね偏向ロッド 309 が支持体 276 に接離し、支持体 276 と、ブランジャ及びピストンとは共に移動して、カセットに設けられる関連する開口に出入りする。マイクロスイッチ 311 は、カセットが適正な場所にロックされたか否かを指示するためにロックレバー 100 の軸方向位置を検出する。延出す

るプライメントロッド 313 が設けられ、それらのロッドは、カセットを所期の動作位置にプライメントするのを助けるために、カセットに設けられる関連する開口（図示せず）と共動する。

次に、第 6 図に関して説明する。第 6 図は、複数の流体入力ポートと、少なくとも 1 つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムの位置センサを示す弁及びポンプ作動装置 332 の側面図である。位置センサは、ステップモータの所期の回転位置を指示する信号を提供するように動作する。環状のスリーブ 324 はカム 280, 288 及びステップモータ 296 と共に回転するように取付けられる。第 7 図の展開図に最も明瞭に示されるように、環状のスリーブ 324 は開放部分 328 と、閉鎖部分 330 とを有する。第 6 図及び第 7 図に示されるように、点線 334 は第 1 の光路を示し、点線 336 は第 2 の光路を示し、スリーブ 324 はそれらの光路を通つて回転する。光路 334, 336 は、赤外線発光器及び共動する赤外線検出器のような何らかの適切な発光装置と、受光装置とにより形成す

れば良い。スリーブ 324 は、回転するにつれて、光路 334, 336 を交互に通過し、また遮断するので、後述するように、ステップモータ 296 の所期の回転位置を確認するためにステップモータ 296 の回転位置を指示する信号が提供される。

現状のスリーブ 338 はカム 314 及びステップモータ 316 と共に回転するように取付けられる。第 8 図の展開図に最も明瞭に示されるように、スリーブ 338 は開放部分 342 と、閉鎖部分 344 とを有する。第 6 図及び第 7 図に示されるように、点線 346 は第 1 の光路を示し、点線 348 は第 2 の光路を示し、スリーブ 338 はそれらの光路を通つて回転する。スリーブ 338 は、回転するにつれて、光路 346, 348 を交互に遮断し、また通過するので、ステップモータ 316 の所期の回転位置を確認するためにステップモータ 316 の回転位置を指示する信号が提供される。

次に、第 9 図に関して説明する。350 は、複数の流体入力ポートと、少なくとも 1 つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムの弁

及びポンプ作動装置と、位置センサの動作を示す特性図である。線 352 は「A」流体入力ポート（第 1 図）の動作状態を示し、線 354 は「B」流体入力ポート（第 1 図）の動作状態を示し、線 356 は「C」流体入力ポート（第 1 図）の動作状態を示し、線 358 は「D」流体入力ポート（第 1 図）の動作状態を示す。線 352, 354, 356, 358 により示される動作状態は、カム 280（第 5 図）を駆動してローラ 278（第 5 図）の中の所定のものと接触させることにより対応する流体入力弁ブランチ 266（第 5 図）を対応する円筒形突起 254（第 4 図（D））との接触から解放されるように変位するステップモータ 296（第 5 図）の回転位置に従つて決定される。線 360 は患者出力ポート 26（第 1 図）の動作状態を示す。患者出力ポートの動作状態は、カム 288 を駆動してローラ 286（第 5 図）と接触させることにより出力弁ブランチ 268 を円筒形突起（第 4 図（D））との接触から解放されるように変位するステップモータ 296（第 5 図）の回転位置に従つて決定される。線 352,

354, 356, 358 の「ピーク」部分により示されるように流体入力ポート弁のいずれか 1 つが開放状態にあるとき、対応する流体容器からの流体は長手方向に延出する流体チャンネル 204（第 4 図（A））に沿つて使い捨てカセット 94（第 3 図（A））に流入し、対応する流体入力ポートが開放状態に維持され且つポンプピストンがポンプチェンバから引出されている間はポンプチェンバ 208（第 4 図（A））にとどまる。ポンプチェンバが複数の流体入力ポートのいずれか 1 つからの選択された流体で充填された後、システム制御装置は、患者出力ポート 26（第 1 図）の弁を開放して流体を患者出力ライン 120（第 3 図（A））に流すために、線 360（第 9 図）の 2 つの「ピーク」位置のいずれか一方へカム 288（第 5 図）を回転させるように動作する。吸上げシーケンスの間、システム制御装置は数回の圧力測定を実施し、適当な時点で後述するような方法で警報を発生する。「B」及び「C」流体入力ポートからカセット内に受入れられる流体は線 360 の左側の「ピーク」位置から投与され、「A」

及び「D」流体入力ポートからカセット内に受入れられる流体は線 360 の右側の「ピーク」位置から投与される。患者出力ラインのブライミングモードにおいて、システム制御装置はステップモータ 296 を流体入力ポートの中の選択された 1 つを開放する位置へ回転させ、空気が患者の体内に侵入する危険のないように選択された流体入力ポートからのブライミング流体をカセットを介して患者出力ラインへ流すために、患者出力弁を開放するようにソレノイド 290 (第 5 図) を作動させる。スリーブ 326 (第 6 図) は光路 334, 336 (第 6 図) に沿った光を交互に遮断し、また通過して、ステップモータ 296 (第 6 図) の回転位置を、線 360 の左右の「ピーク」位置の 1 ステップ精度以内で指示する信号 362 及び 364 を発生する。後述するように、信号 362 及び 364 はシステム制御装置によりカム 280 (第 5 図) の適正な向きを確認するために使用される。線 366 は、垂直線 367 において始まり、垂直線 369 において終わるポンプピストン 272 (第 5 図) の吸上げシーケンスを示す。

期通信リンク 378 を介してデュアルピンポンパンプ 379 にダウンロードする。第 2 のプロセッサ 376 は、流体入力ポート弁と、患者出力弁及び通気出力弁との動作状態に従って、ポンプチェンバピストンの往復運動を命令により指定される速度及び持続時間で制御し、圧力チェンバの圧力を表わす情報を読出し且つ警報状態及び圧力データを表わす情報を第 1 のプロセッサ 374 に書込む。以下にさらに詳細に説明するように、第 1 のプロセッサ 374 は、測定された圧力データに回答して、ポンプピストンの往復運動を所望の流体流量を実際の流体流量に適合するように調節して動作する。

第 1 のプロセッサ、すなわちシステム I/O 及びポンプ制御プロセッサ 374 はデータバス 380 と、これに通常のように接続されるアドレスバス 382 とを含む。第 3 図(B)に関連して先に説明した複数のファンクション/データキー 384 はインターフェース 386 によりデータバス 380 に接続される。第 3 図(B)に関連して先に説明したオペレータ会話型表示装置 388 と、関連する電氣的に消去

スリーブ 388 (第 6 図) は光路 346, 348 (第 6 図) に沿った光を交互に遮断し、また通過して、ステップモータ 316 (第 6 図) の位置を吸上げシーケンスの間のポンプピストン 272 (第 5 図) の開始位置及び終了位置の 1 ステップ精度以内で指示する信号 368, 370 を発生する。後述するように、信号 368, 370 はシステム制御装置によりカム 314 (第 5 図) の適正な向きを確認するために使用される。

次に、第 10 図に関して説明する。第 10 図は、複数の流体入力ポートと、少なくとも 1 つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムのシステム制御装置 372 を示す略図である。システム制御装置 372 は第 1 のプロセッサ 374 と、第 1 のプロセッサ 374 に従属する第 2 のプロセッサ 376 とを含む。ビット直列非同期通信リンク 378 は第 1 及び第 2 のプロセッサ 374, 376 を相互に接続する。第 1 のプロセッサ 374 はオペレータ入/出力(I/O)を制御すると共に、第 2 のプロセッサ 376 により実行されるべき命令をビット直列非同

可能な E2 ROM 392 とはインターフェース 392 によりデータバス 380 に接続される。リアルタイムクロック 394、複数の注入 LED 396 及びナースコール信号発生器 398 はインターフェース 400 によりデータバス 380 に接続される。データ RAM 402 はデータバス 380 と、アドレスバス 382 とに接続される。プログラム RAM 404 はアドレスバス 382 と、データバス 380 とに接続される。補助ポンププロセッサ 406 はインターフェース 408 を介してデータバス 380 に接続され、第 2 の補助ポンププロセッサ 410 はインターフェース 412 を介してデータバス 380 に接続される。RS232 インターフェース 414 はインターフェース 416 を介してデータバス 380 に接続される。表示端末装置又は中央制御コンピュータインターフェースのような周辺装置 418 は RS232 インターフェース 414 に接続される。インターフェース 386, 392, 400, 408, 412 及び 416 は、当該技術分野においては良く知られているように、データバスと関連する装置との間でデータのフォーマットを形成し且つ緩衝する。アド

レスデコーダ 420 は複数本の制御信号線 422 を介してアドレスバス 382 と、インターフェース 386, 392, 400, 418, 412 及び 416 とに接続される。アドレスデコーダ 420 はアドレスバスに現われるアドレスを復号し、データバス 380 を介するデータ読出し及びデータ書き込みのためにアドレスされた周辺装置をエネイブルするように対応する制御信号線を動作させる。第 3 図 (B) に関連して先に説明したバッテリーノ警報 LED 424 は第 1 のプロセッサ 374 に作用接続される。

次に、第 11 図に関して説明する。426 はデータ RAM 402 (第 10 図) のデータファイルである。データファイル 426 は流体入力ポート「A」に対応する RAM 記憶ブロック 428 と、流体入力ポート「B」に対応する RAM 記憶ブロック 430 と、流体入力ポート「C」に対応する RAM 記憶ブロック 432 と、流体入力ポート「D」に対応する RAM 記憶ブロック 434 とを含む。各 RAM 記憶ブロック 428, 430, 432 及び 434 は、対応する所定のアドレス領域において、対応する流体入力ポートのオペ

レータ選択データ構造を指定する。第 1 のシステム I/O 及びポンプ制御プロセッサ 374 はアドレスバス 382 を介してデータ RAM 402 (第 10 図) を選択的にアドレスし、第 3 図 (B) に関連して先に説明したようにオペレータにより選択されたデータをデータバス 380 を介して選択的にアドレスされた RAM 記憶領域に書き込む。各ラインのデータ構造は、そのラインが一次ラインであるか又はビギンバックラインであるかを表わすデータを含む。一次ラインのデータ構造は注入流量、注入体積、注入時間及び流体容器の容積を表わすデータを含む。ビギンバックラインのデータ構造はビギンバック希釈ライン、希釈体積及び希釈速度を表わすデータと、時間シーケンスビギンバックラインの持続時間 (Q) 及び反復回隔 (X) を表わすデータとを含む。各ラインのデータ構造は「ブライム」モード、「オーバーライド」モード及び「ノーマルオン」モードを表わすデータと、指定のラインにおける選択された遅延の後又は注入後のスタート時間を表わすデータとを含む。各ラインのデータ構造は

注射器と、注射器のプランジヤを引離すべき所定のラインとを表わすデータを含む。各ラインのデータ構造はフラッシュ、選択されたフラッシュライン、フラッシュ体積及びフラッシュ速度を表わすデータを含む。各ラインのデータ構造は「コールバック」を表わすデータと、患者圧力、コンプライアンス圧力及びボトルヘッド圧力を含む測定圧力を表わすデータとをさらに含む。

データファイル 426 は選択的にアドレス可能な RAM 記憶ブロック 436 を含む。各ラインの RAM 記憶ブロック 436 のデータ構造は、そのラインにおいて既に吸上げられた注入剤の現在の履歴を表わすデータを指定する。

データファイル 426 は、全てのラインの大域パラメータを指定する選択的にアドレス可能な RAM 記憶ブロック 438 を含む。RAM 記憶ブロック 438 のデータ構造は現在の時間、最大閉塞圧力、最大注入流量と体積及び KVO 速度を表わすデータを指定する。

再び第 10 図に関して説明する。PROM 404 は、

その所定のアドレス領域に、第 1 のプロセッサ、すなわちシステム I/O 及びポンプ制御プロセッサ 374 のプログラムを指定するコードを含む。PROM 404 は、その所定のアドレス領域に、所望の注入プロセスの選択と、第 3 図 (B) に関連して先に説明したシステム動作の選択及び制御との双方についてシステムオペレータに指示メッセージを提供する表示テンプレートをさらに含む。

データバス 426 は第 2 のプロセッサ、すなわちポンプ制御プロセッサ 376 に作用接続される。第 2 のプロセッサのための RAM 及び PROM (図示せず) は通常的方式でプロセッサと関連する。データバス 426 に作用接続される従来のラッチ駆動装置 428 は弁ステップモータ 430 に接続される。データバス 426 に作用接続される従来のラッチ駆動装置 432 はポンプステップモータ 434 に接続される。データバス 426 に作用接続されるアナログ/デジタル変換器 (ADC) 436 は従来のアナログ信号調整モジュール 440 を介して圧力変換器 438 に接続される。電圧入力端子「 $V_1 \sim V_6$ 」は、第 1 図に関連

して先に説明したようにシステムの電力レベルを監視するためにADC436に接続される。複数本の制御信号線442は、ラッチ駆動装置428を選択するため、ラッチ駆動装置432を選択するため及びアナログ/デジタル変換器436を選択するためにポンプ制御プロセッサ376に作用接続される。患者ラインソレノイド439はラッチ駆動装置428に接続され、通気弁ソレノイド441はラッチ駆動装置432に接続される。ポンプ制御プロセッサ376及びラッチ駆動装置428,432に作用接続される位置センサ444は、第6図から第9図に関連して先に説明したように、弁ステップモータ430の回転位置と、ポンプステップモータ434の回転位置とを指示する信号を提供する。ポンプ制御プロセッサは、通常のように、ラッチ駆動装置428,432及びアナログ/デジタル変換器436の中の選択されたものを対応する制御信号線によりエネイブルすると共に、吸上げシーケンスの間の適切な時点にデータバス426を介してデータを読出し且つ書込むように動作する。

作すべきであるか否かを指定する。ビットフィールドの5のビット「READ/WRITE」は、データが第2のプロセッサにより読出されるべきか否か又はデータが第2のプロセッサにより書込まれるべきか否かを指定する。ビットフィールドの6のビット「X/Y」は、どのピンポンパフアが次の指令の受取るべきかを指定する。ビットフィールドの7のビット「ABORT」は、第2のプロセッサにより放棄が実行されるべきか否かを指定する。テーブル448により示されるように、第1の命令はXパフアを放棄すべきか又はYパフアを放棄すべきかを指定する。第2の命令は状態バイト「S」を読出す。第3の命令はD<sub>0</sub>からD<sub>7</sub>を読出す。第4の命令はV<sub>0</sub>からV<sub>6</sub>を読出す。第5の命令はS, D<sub>0</sub>からD<sub>7</sub>, V<sub>0</sub>からV<sub>6</sub>及びC<sub>0</sub>からC<sub>4</sub>を読出す。第6の命令はC<sub>0</sub>からC<sub>4</sub>を書込み且つD<sub>0</sub>からD<sub>7</sub>を読出す。第7の命令はC<sub>4</sub>を書込み且つD<sub>7</sub>を読出す。第8の命令は基準圧力測定値0PSIを取出すことを第2のプロセッサに命令する。

次に、第13図(A)に関して説明する。450は

次に、第12図に関して説明する。448は、ポンプ制御プロセッサ376(第10図)を制御するためにシステムI/O及びポンプ制御プロセッサ374(第10図)により発生される命令バイトを示すテーブルである。命令バイトは8つのビット0から7を含む。ビットフィールドの「ALL」と示される1つのビットは、第2のプロセッサに読出される全てのデータが第1のプロセッサへ読出されるべきであることを指定する。データフィールドの2のビット「V<sub>1</sub> ~ V<sub>6</sub>」は、アナログ/デジタル変換器により測定されるバッテリー及び調整器の電圧データが第1のプロセッサにより読出されるべきであることを指定する。ビットフィールドの3のビット「D<sub>0</sub> ~ D<sub>7</sub>及びC<sub>4</sub>」は、最大閉塞圧力が第1のプロセッサにより第2のプロセッサに書込まれるべきであること又は圧力及び誤りデータバイト「D<sub>0</sub> ~ D<sub>7</sub>」が第1のプロセッサにより第2のプロセッサから読出されるべきであることを指定する。ビットフィールドの4のビット「NORM AND OTHER」は、システムがノーマルモードで動

状態バイト「S」である。状態バイトはポンプ制御プロセッサにより発生され、X、Yピンポンパフアの状態と、第2のプロセッサの動作モードとを表わすデータを含む。状態バイト450は8つのビット位置0から7を含み、ビットフィールドの0及び1のビットは制御モードを指定し、ビットフィールドの2のビットはYパフアの誤りを指定し、ビットフィールドの3及び4のビットはYパフアの状態を指定し、ビットフィールドの5のビットはXパフアの誤りを指定し、ビットフィールドの6及び7のビットはXパフアの状態を指定する。状態テーブルに示されるように、「0.1」は対応するX又はYパフアが実行を待機していることを指定し、「1.0」は対応する命令が実行されていることを指定し、「1.1」は対応するパフアが新しい命令を受取れる状態にあることを指定し、「0.0」は対応するパフアの初期設定状態を指定する。制御テーブル「CNTL」に示されるように、「0.0」は現在の制御機能の継続を指定し、「1.1」は現在の機能の停止を指

定する。

次に、第13図(B)に関して説明する。452は第1及び第2のプロセッサ374,376(第10図)の通信プロトコルを示すタイミング図である。点線454の上方のボックスはシステムI/O及びポンプ制御プロセッサ374からポンプ制御プロセッサ376に書込まれる命令を示し、点線454の下方のボックスは第1のプロセッサ374により第2のプロセッサ376から読出されるデータを示す。通信プロトコルのこの例においては、第1のプロセッサ374は状態バイト456を読出すために命令「IRDR STAT」を通信リンク378を介して送信する。第2のプロセッサ376は、458により示されるようにこの命令を受取り、460により示されるように制御ビット「0.0」を有する状態バイトを第1のプロセッサ374へ戻す。第1のプロセッサは、462により示されるように状態バイトを受取り、464により示されるように第2のプロセッサにその機能を継続させるために状態バイトを第2のプロセッサへ戻す。このプロセスは、制御ビット

「1.1」を有するボックス466により示されるように、第1のプロセッサ374が第2のプロセッサ376に停止を命令するまで継続される。第2のプロセッサは468により示されるように停止の命令を受取るまで動作を継続し、470により示されるようにこの命令を第1のプロセッサへ戻す。次に、第1のプロセッサは、ボックス472により示されるように肯定応答命令「ACK」を第2のプロセッサに送信し、このビットは箱474により示されるように第2のプロセッサ376により受取られる。第1のプロセッサにより第2のプロセッサに書込まれる命令及び指令のそれぞれについて同様の通信プロトコルが実行される。

次に、第14図に関して説明する。476はC<sub>0</sub>指令バイト、478はC<sub>1</sub>指令バイト、480はC<sub>2</sub>指令バイト、482はC<sub>3</sub>指令バイト、及び484はC<sub>4</sub>指令バイトである。C<sub>0</sub>指令バイト476のビットフィールドの0から6のビットはポンプの行程ごとのマイクロストローク数を指定し、ビットフィールドの7のビットはブライミングを指定する。C<sub>1</sub>,

C<sub>2</sub>指令ビット478,480のビットフィールドのDから12のビットはポンプの行程ごとの時間を好ましくは十分の一秒単位で指定し、C<sub>1</sub>指令バイト478のビットフィールドの13から15のビット「T<sub>0</sub>~T<sub>2</sub>」は、ポンププロセッサPROM吸上げシーケンスのどれを実行すべきであるかを指定する。C<sub>3</sub>指令バイト482のビットフィールドの0から4のビットはポンプの行程数を指定し、C<sub>3</sub>指令バイト482のビットフィールドの5及び6のビットはどの流体入力ポートから流体が投与されるべきかを指定し、ビットフィールドの7のビットは通気出力弁又は患者出力ライン弁を作動すべきであることを指定する。C<sub>4</sub>指令バイト484はシステムオペレータにより選択される最大閉塞圧力を指定する。

次に、第15図に関して説明する。488はD<sub>0</sub>データバイトである。D<sub>0</sub>データバイトは、吸上げシーケンスの間にポンププロセッサにより読出され、ポンププロセッサのRAMに書込まれるボトル高さ圧力「P2」を表わす。ボトル高さ圧力は、1つの

入力弁のみが開いているときの圧力チェンバのADC読取り値を0PSI値により正規化したものである。D<sub>1</sub>データバイト490は、吸上げシーケンスの間にポンププロセッサにより読出され、ポンププロセッサのRAMに書込まれるライン内空気コンプライアンス圧力「P4」を表わす。後述するように、ライン内空気コンプライアンス圧力は、ピストンが連続的にポンプチェンバの中に部分的に押入れられるときと、全ての弁が閉鎖しているときの圧力チェンバのADC読取り値の差である。D<sub>2</sub>データバイト492は、吸上げシーケンスの間にポンププロセッサにより読出され、ポンププロセッサのRAMに書込まれる体積修正データ「N1」及び「N2」を表わす。後述するように、体積修正データは圧力データに従って決定され、実際の圧力データを所望の圧力データに適合させるために使用される。D<sub>3</sub>データバイト494は、吸上げシーケンスの間にポンププロセッサにより読出され、ポンププロセッサのRAMに書込まれるゼロPSI圧力「P1」を表わす。0PSI圧力は、いずれか1つの



入力が開放されたばかりであり、出力弁は閉鎖し且つ水撃効果に先立つてポンプピストンが引込まれたときの圧力チェンバのADC読取り値である。 $D_4$  データバイト496は、吸上げシーケンスの間にポンププロセッサにより読出され、ポンププロセッサのRAMに書込まれる整合圧力「P3」を表わす。 $D_5$  データバイト498は、吸上げシーケンスの間にポンププロセッサにより読出され、ポンププロセッサのRAMに書込まれる患者圧力「P5」を表わす。 $D_6$  データバイト500及び $D_7$  データバイト502は、ポンプ制御プロセッサが監視する様々な誤り状態及び警報状態を表わすデータを有する。 $D_8$  及び $D_9$  データバイトは吸上げシーケンスの間にポンププロセッサのRAMに書込まれる。 $D_{10}$  及び $D_{11}$  データバイトは、ステツプモータが適正な回転位置からずれているか否か、患者圧力が最大閉塞圧力より高いか否か、ライン内圧力が最小コンプライアンス圧力より低いかなど、空ボトル圧力及びカセットのロックレバーが適正な場所からずれているか否かを表わすデータを含む。

つかについてオペレータが選択したデータをデータファイルの対応するアドレス領域に書込む。ブロック517により示されるように、第1のプロセッサは、誤りをなくすためにRAMに冗長度を提供するようにRAMのデータファイルにデータを書込む。 $C_0$  指令バイト(第14図)のビットフィールドの0から6のビットと、 $C_1$  指令バイト(第14図)のビットフィールドの13から15のビットとはデータファイルにより指定される。

ブロック518により示されるように、システムI/O及びポンプ制御プロセッサは、活動ラインに吸上げシーケンスを設定すべきか否かを決定するために、データファイルのアドレス領域及びブロック521により示されるような時間を読出す。活動ラインシーケンスのフローチャート523を示す第17図に示されるように、プロセッサは、ブロック520に示されるようにデータファイルがブライミングモードの動作を指定するか否かを決定する。データファイルが入力弁のいずれか1つのブライミングを表わすデータを含む場合、プロセッ

次に、第16図に関して説明する。504は、複数の流体入力ポートと、少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムの動作を示すデータフローチャートである。ブロック505,506により示されるように、システムI/O及びポンプ制御プロセッサは、有効なキー又はキーの組合せが入力されたことを決定するように動作する。有効なキー又はキーの組合せが入力されたならば、プロセッサは、ブロック508により示されるように、ブロック508及び510に示されるようなPROMに記憶される対応する表示テンプレートを選択し、ブロック512により示されるように、選択されたテンプレートをオペレータ会話型表示装置に表示する。表示テンプレートがポンプ指令表示テンプレート又は流量/体積/時間表示テンプレートに対応する場合、プロセッサは、ブロック516により示されるように各データフィールドについてデータファイル514の対応するデータ記憶領域をアドレスし、複数の流体入力ポートA,B,C及びDの選択されたいずれか1つ又はいく

つは、ブロック522に示されるように他の全てのポンプ機能を停止するための命令を発生し、ブロック524により示されるように指定のラインをブライミングするための命令を発生し、ブロック526により示されるように全ての流体ラインを非動作状態にするための命令を発生し、且つ処理をブロック519へ戻す。データファイルがブロック528により示されるようにオーバーライドモードの動作を指定する場合、プロセッサはブロック530により示されるように全ての非オーバーライド機能を停止するための命令を発生し、ブロック532により示されるように指定のラインに指定の流量で流体を供給するための命令を発生し、ブロック534により示されるように全ての流体ラインを非動作状態にし、処理をブロック519へ戻す。データファイルがブロック536により示されるようにフラッシュモードの動作を指定する場合、プロセッサは、ブロック538により示されるように全ての非フラッシュ機能を延期するための命令を発生し、ブロック540により示されるように指定

のラインをフラッシュするための命令を発生し、ブロック 542 により示されるようにフラッシュラインをリセットし、ブロック 544 により示されるように処理をブロック 519 へ戻す。データファイルがブロック 546 により示されるようにオートオンモードの動作を指定する場合、プロセッサは、ブロック 548 により示されるように注入のための時間が現在の時間であるか又はさらに多くの遅延が必要であるかを決定する。時間が必要とされないならば、プロセッサは、ブロック 550 により示されるようにデータファイルがラインを一次ラインとして指定するか否かを決定する。ラインが一次ラインであれば、プロセッサは、ブロック 552 により示されるようにデータファイルがコールバックを指定するか否かを決定する。コールバックが指定されれば、プロセッサは、ブロック 554 により示されるように警報を発生すると共に、KVO モードでポンプを作動させる。データファイルにおいてコールバックが指定されないならば、プロセッサは、ブロック 556 により示されるように指

定のラインに流体を供給するための命令を発生し、ブロック 558 により示されるように処理をブロック 519 へ戻す。ラインがビギンバックラインである場合、プロセッサは、ブロック 551 により示されるようにデータファイルにおいてコールバックが指定されるか否かを決定する。データファイルにおいてコールバックが指定されれば、プロセッサは、ブロック 553 により示されるように警報を発生すると共に、KVO モードでポンプを作動する。コールバックが指定されなければ、プロセッサは、ブロック 555 により示されるようにデータファイルが注射器を指定するか否かを決定する。注射器が指定されれば、プロセッサは、ブロック 557 により示されるように他の全ての機能を停止するための命令を発生し、注射器のプランジャを引離す。次に、プロセッサは、ブロック 559 により示されるように注射器から選択された流量で吸上げるための命令を発生し、ブロック 561 により示されるように処理をブロック 519 へ戻す。注射器が指定されなければ、プロセッサは、ブロック 556 によ

り示されるように指定のラインに指定の流量で供給するための命令を発生し、ブロック 558 により示されるように処理をブロック 519 へ戻す。活動ラインシーケンス C。指令バイトのビットフィールドの 7 のビットと、C<sub>2</sub> 指令バイトのビットフィールドの 5, 6 及び 7 のビットとを指定する。

再び第 16 図に関して説明する。第 17 図の説明に関して先に述べたようにいずれか 1 本のラインが活動状態である場合、プロセッサは、所望の注入時間及び流量を有効にするためにポンププランジャの行程数を計算する。プロセッサは、下記の式に従って毎秒行程数を計算するのが好ましい。

$$\frac{\text{秒}}{\text{行程}} = \frac{\text{Vol}_{\text{eff}} * 3600}{\text{RATE}_1}$$

式中、Rate<sub>1</sub> は 1 時間当たりの指定注入流量（ミリメートル）であり、Vol<sub>eff</sub> は後述するように計算される有効注入体積である。10 分の 1 秒単位の 1 行程当たりの時間は C<sub>1</sub> 及び C<sub>2</sub> 指令バイトのビットフィールドの 0 から 12 のビットに蓄えられる。

プロセッサは、第 12 図及び第 14 図の説明と関連して先に述べた命令及び指令をブロック 566 により示されるように指令キューに緩衝し、それらの命令及び指令はブロック 568 により示されるようにポンプ制御プロセッサにダウンロードされ、ブロック 570, 572 により示されるように X 及び Y バッファのうち指定された方に蓄えられる。ブロック 574 により示されるように、ポンプ制御プロセッサは適切なバッファから命令を取出し、ブロック 576 により示されるように指定されたポンプ制御シーケンスを実行し、ブロック 578 により示されるように指定の流体入力ポートを開閉するために弁ステップモータを制御自在に回転させると共に、ブロック 580 により示されるようにポンプピストンを繰返し作動するためにピストンステップモータを制御自在に回転させる。ポンプ制御プロセッサは、吸上げシーケンスの間、ブロック 582 により示されるように弁ステップモータスリブからの LED センサ信号を RAM を記憶し、ブロック 584 により示されるようにポンプステップモ

ータスリーブからのLBDセンサ信号をRAMに記憶する。ポンププロセッサは、吸上げシーケンス中にブロック586により示されるようにアナログ/デジタル変換器を読取り、ブロック589により示されるように通気出力弁ソレノイド及び患者出力ラインソレノイドを動作させ、ブロック591により示されるように $D_0 \sim D_7$ データをポンプ制御プロセッサのRAMに書き込む。

次に、第18図に関して説明する。592は、ポンプ制御プロセッサの吸上げシーケンスの一例を示すフローチャートである。このシーケンス592は、オペレータにより選択された比較的低い流量で注入剤を制御自在に吸上げるために採用されるのが好ましい。ブロック594により示されるように、プロセッサは流体入力ポート弁の中の指定された1つを開放し、ポンプピストンを引込め、0 PSIを測定するためにA/D読取りデータを $D_3$  RAMデータ記憶領域に書き込む。次に、プロセッサは、ブロック596により示されるように、流体を選択された入力ポートからポンプチェンバに流入させ

るために所定の時間だけ待機する。

次に、プロセッサは、対応する流体容器のボトルヘッド圧力 $P_2$ を測定するために、0 PSIにより正規化されたA/D読取りデータを $D_0$ 。データRAM記憶領域に書き込む。次に、プロセッサは、ブロック600により示されるように弁を閉鎖し、ブロック602により示されるように選択された距離、好ましくはステップモータの4ステップ分だけポンプピストンをポンプチェンバ内に押入れ、遅延時間をおく。次に、プロセッサは、ブロック604により示されるように整合圧力 $P_3$ を測定するために圧力変換器のA/D読取りデータをRAMに書き込む。次に、プロセッサは、ブロック606により示されるようにさらに選択された距離、好ましくはステップモータのさらに8ステップ分だけポンプピストンをポンプチェンバに押入れ、遅延時間をおく。次に、プロセッサは、ブロック608により示されるように圧力変換器のA/D読取りデータ $P_4$ をRAMに書き込む。

次に、プロセッサは、ブロック610により示さ

れるように、ライン内に空気が存在するかどうかを決定するために読取り値の差を比較し、読取り値の差を $D_1$  RAMデータ記憶領域に書き込み、圧力変化が所定の最小基準コンプライアンス圧力より低いか否かに従って処理を続行するか又は警報を発生する。ブロック612により示されるように、ライン内に空気が存在すれば、プロセッサは吸上げシーケンスを放棄する。次に、プロセッサは、後述する吸上げシーケンスを使用してラインから空気を排出し、ブロック614に示されるように、3回の連続する測定にわたりライン内に空気が存在していれば警報を発生し、各測定についての処理はブロック594へ戻される。ブロック616により示されるように、ライン内に空気がなければ、プロセッサは、測定圧力に従って選択された、好ましくは関係 $B = (P_4 - P_{5L}) / (P_4 - P_3)$  ステップモータのステップに従って計算された所定の距離だけポンプピストンをポンプチェンバの外へ引込める。圧力 $P_{5L}$ は最終行程からの $P_5$ 圧力である。 $P_{5L}$ を吸上げシーケンスにおいてさらに測定しな

ければならない場合、プロセッサは圧力 $P_{5L}$ に関して、好ましくは $0 \text{ PSI} + 5$ に等しい指定値をとる。次に、プロセッサは、ブロック618により示されるように患者出力ライン弁を開放し、ブロック620により示されるように患者圧力 $P_5$ を測定するために圧力変換器のA/D読取りデータをRAMに書き込む。

次に、ブロック622により示されるように、プロセッサは圧力 $P_5$ が圧力 $P_3$ より低いか否かを決定する。ブロック624により示されるように、圧力 $P_5$ が圧力 $P_3$ より高ければ、プロセッサはポンプピストンを連続的に1ステップずつポンプチェンバの中に完全に押入れ、対応するA/D読取りデータをRAMに書き込む。プロセッサは、患者ラインが閉塞されているかどうかを決定するために、各ステップの圧力読取り値を $C$ 。指令バイト484(第14図)において指定される最大閉塞値と比較する。ラインが閉塞されていれば、圧力が所定の時間間隔、たとえば30秒の間に降下しない場合に、プロセッサは警報を発生する。次に、ブロック626

により示されるように、プロセッサは入力弁及び出力弁を閉鎖する。次に、プロセッサは、ブロック628により示されるようにポンプピストンを引込み且つA/D読取りデータをRAMに書き込む。次に、プロセッサはポンプピストンをステップモータのステップごとに徐々にポンプチェンバに押し込み、A/D読取りデータをRAMに書き込む。プロセッサは、測定圧力が整合圧力P3と等しくなるまでこのプロセスを繰返し、測定圧力が整合圧力P3と等しくなったときのポンプピストン用ステップモータの回転位置 $N_2$ をRAMに記憶する。次に、プロセッサは、ブロック630により示されるように、ポンプピストンをポンプチェンバの中に完全に押し込み、ブロック632により示されるように患者出力ライン弁を開放する。

圧力P5が圧力P3より低ければ、プロセッサはポンプピストンを連続的にほぼ完全にポンプチェンバの中に押し込み、対応するA/D読取りデータをRAMに書き込む。プロセッサは、患者ラインが閉塞されているか否かを決定するために、各ステップ

押し込む。

次に、第19図に関して説明する。646は、ポンプ制御プロセッサの吸上げシーケンスの別の例を示すフローチャートである。このシーケンス646は、オペレータにより選択された比較的高い流量で注入剤を吸上げるために採用されるのが好ましい。フローチャート646は、吸上げ速度を速くするためにプロセッサが第18図のフローチャートの患者圧力監視ステップのいくつかを飛越すことを除いて、フローチャート592(第18図)と類似している。前述のように、特定の吸上げシーケンスは $C_1$ 指令バイトのビットフィールド13,14及び15のビットの状態により指定され、第19図に示される吸上げシーケンスのいくつかのサイクルに続いて、第18図に示される吸上げシーケンスを繰返し実行するようにプロセッサに命令することができる。ブロック648により示されるように、プロセッサは選択された流体入力ポート弁を開放し、ポンプピストンを引込み、圧力変換器のA/D読取りデータを $D_0$ データバイトに書き込む。

の圧力読取り値を $C_1$ 指令バイト484(第14図)において指定される最大閉塞値と比較する。ラインが閉塞されていれば、圧力が所定の時間間隔、たとえば30秒の間に降下しない場合に、プロセッサは警報を発生する。次に、プロセッサは、ブロック636により示されるように入力弁及び出力弁を閉鎖する。次に、ブロック638により示されるように、プロセッサはポンプピストンを徐々に1ステップずつポンプチェンバに押し込み、対応するA/D読取りデータをRAMに書き込む。プロセッサは、測定圧力が整合圧力P3と等しくなるまでプロセスを継続し、測定圧力が整合圧力P3と等しくなったときのステップモータの回転位置 $N_1$ をRAMに記憶する。次に、ブロック640により示されるように、プロセッサはピストンをブロック634のステップモータの位置に戻し、ブロック642により示されるように患者出力ラインを開放する。次に、プロセッサは、ブロック644により示されるように対応する流体を患者出力ラインに押出すためにピストンをポンプチェンバに完全に

次に、プロセッサは、ブロック650により示されるように、選択された流体入力ポートからの流体でポンプチェンバを充填するために待機する。次に、プロセッサは、ブロック652により示されるように圧力変換器のA/D読取りデータを $D_0$ データバイトに書き込む。次に、ブロック654により示されるように、プロセッサは流体入力ポート弁及び流体出力ポート弁を閉鎖し、次に、ブロック656により示されるようにポンプピストンを所定の距離、好ましくは12ステップ分だけポンプチェンバに押し込み、ブロック656により示されるように遅延時間をおく。次に、プロセッサは、ブロック658により示されるように、ライン内の空気の有無を決定するコンプライアンス圧力を測定するために圧力変換器のA/D読取りデータをRAMに書き込む。

次に、ブロック660により示されるように、プロセッサはラインに空気が存在するか否かを決定するためにコンプライアンス圧力から0PSI圧力を引いたものが所定の最大コンプライアンス圧力

より大きいかな否かを決定する。ブロック 662 により示されるように、ライン内に空気が存在するならば、プロセッサは現在の吸上げシーケンスを放棄し、ブロック 664 により示されるように、空気が好ましくは 3 回の連続する測定についてライン内に残留する場合にはラインから空気を排出すると共に警報を発生し、各測定に関する処理はブロック 648 に戻される。ブロック 666 により示されるように、ライン内に空気がなければ、プロセッサは患者出力ラインを開放する。次に、プロセッサはポンプピストンをポンプチェンバに押し込み、A/D 読取りデータを RAM に書き込む。圧力が最大閉塞圧力より高い場合、プロセッサはブロック 668 により示されるように警報を発生する。

次に、第 20 図に関して説明する。670 は、ポンプ制御プロセッサの別の吸上げシーケンスである。このシーケンス 670 は、第 18 図及び第 19 図の説明と関連して先に述べたように流体流路から空気を排出するために採用されるのが好ましい。ブロック 672 により示されるように、プロセッサは排

気のために使用されるべき所定の流体入力ポートを開放する。プロセッサは、ブロック 674 により示されるように、流体をポンプチェンバに充填するためにポンプピストンをポンプチェンバから引込める。次に、プロセッサは、ブロック 676 により示されるように通気弁を開放し、ブロック 678 により示されるように空気を流体流路から排除するためにポンプピストンをポンプチェンバに押し込む。次に、ブロック 680 により示されるように、プロセッサは通気弁を閉鎖する。ピストンをポンプチェンバに押し込むのではなく、重力圧力水頭により流体流路から空気を取除いても良い。

次に、第 21 図に関して説明する。684 は、ポンプ制御プロセッサの吸上げシーケンスのさらに別の例のフローチャートである。このシーケンス 684 は、注射器流体入力ブランジヤを引離すために採用されるのが好ましい。ブロック 686 により示されるように、プロセッサは引離し流体ポートとしてあらかじめ選択された流体ポートの弁を開放し、ブロック 688 により示されるように解放

された流体をポンプチェンバに流入させるためにポンプピストンを引込む。次に、プロセッサは、ブロック 690 により示されるように引離し流体弁を閉鎖し、ブロック 692 により示されるように注射器を有する流体入力を開放する。次に、プロセッサは、ブロック 694 により示されるようにポンプピストンをポンプチェンバの中に押し込む。これにより排出される流体はカセットを介して押出され、注射器に流入してブランジヤを引離す。次に、プロセッサは、ブロック 696 により示されるように注射器弁を閉鎖し、さらにブロック 698 により示されるように引離されている流体弁を開放する。次に、プロセッサは、ブロック 700 により示されるように解放された流体をポンプチェンバに流入させるためにポンプピストンをポンプチェンバの外へ引込める。次に、プロセッサは、ブロック 702 により示されるように引離されている流体弁を閉鎖し、ブロック 704 により示されるように注射器弁を開放する。次に、プロセッサは、ブロック 706 により示されるように注射器のブランジヤ

を引離すために流体をポンプチェンバから注射器へ再び移動させるようにポンプピストンをポンプチェンバに押し込む。次に、プロセッサは、ブロック 708 により示されるように注射器のブランジヤを引離すために、注射器に吸上げられた流体を除去するように注射器から 2 サイクル実行する。

次に、第 22 図に関して説明する。710 は、ポンプ制御プロセッサの吸上げシーケンスのさらに別の例である。このシーケンス 710 は、第 18 図及び第 19 図の説明と関連して先に述べたように吸上げシーケンスを放棄するために採用されるのが好ましい。ブロック 712 により示されるように、プロセッサは流体入力ポート及び患者出力ポートの弁を閉鎖し、ブロック 714 により示されるように通気弁を開放する。次に、プロセッサは、ブロック 716 により示されるようにピストンをポンプチェンバに押し込む。次に、プロセッサは、ブロック 718 により示されるように通気弁を閉鎖し、ブロック 720 により示されるように患者出力ライン弁を開放する。

再び第16図に関して説明する。ブロック722により示されるように、その後、システムI/O及びポンプ制御プロセッサは上述の吸上げ／押出しシーケンスの間にポンププロセッサによりコンパイルされた状態及びデータ情報を読出し、それを再びデータファイルに書き込む。次に、プロセッサは、ブロック724により示されるようにD<sub>0</sub>からD<sub>3</sub>データバイトを除去する。ブロック726により示されるように、プロセッサは、好ましくは下記の関係に従って所望の体積を実際の体積に適合させる。

$$1. \text{VOL}_{\text{eff}} = V_0 - A(100 - N2)$$

$$2. \text{VOL}_{\text{eff}} = V_0 - A(88 - N1)$$

式中、V<sub>0</sub>はポンプチェンバの容積であり、Aは1ステップごとにポンプチェンバから排出される体積であり、100は1回の吸上げシーケンスのステップモータの総ステップ数を表わし、88はブロック634(第18図)と関連して先に説明したようにポンプピストンがポンプチェンバの中にほぼ完全に押込まれるときの回転位置を表わし、N1及びN2

はブロック628,638(第18図)と関連して先に説明したようにして決定される。

ブロック728により示されるように、データファイルに込まれた状態情報がいくつかの誤り状態及び警報状態の中のいずれか1つを指示する場合に、プロセッサは、ブロック730により示されるような対応する表示テンプレートを選択し、ブロック732により示されるようにそれをオペレータ会話型表示装置に表示し、ブロック734により示されるように適切な可聴警報及び可視警報を発生する。ブロック736により示されるように、説明、履歴、ミューツ又は状態のいずれかのキーが押されると、プロセッサは、ブロック730により示されるように適切な表示テンプレートを選択し、ブロック732により示されるようにそれをオペレータ会話型表示装置に表示する。

次に、第23図に関して説明する。第23図は、複数の入力ポートと、少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムの動作シーケンスの一例626を示す特性図である。シ

ーケンス特性図626は、「B」流体入力ポートからの吸上げと、その後の「D」流体入力ポートからの吸上げとを示し、それらは第19図の吸上げシーケンスを利用するが、第23図に特定して示されるシーケンスの変形として他の任意の弁動作順序や、吸上げシーケンスを採用しても良い。線738は「A」流体入力ポートの弁の動作状態を示し、線740は「B」流体入力ポートの弁の動作状態を示し、線742は「C」流体入力ポートの弁の動作状態を示し、線744は「D」流体入力ポートの弁の動作状態を示す。線746は出力ポート弁「O」の動作状態を示し、線748はこの例のシーケンスの間のポンプブランチ用ステップモータの回転位置を示す。線750は圧力変換器の読みを示す。

ポンププロセッサは、「A」流体入力ポートの開放位置752を介して弁ステップモータを回転させ、「B」流体入力ポートの開放位置754において停止させる。「B」流体入力ポートの弁が開放状態にあるとき、ポンプピストンは756により示

されるように引込まれるので、流体は「B」流体入力ポートからカセットに流入し、その長手方向に延出する流体チャンネルを介してポンプチェンバに連する。プロセッサは、758により示されるように0PSI値を測定するために圧力変換器のA/D脱取りデータを取り出す。ポンプチェンバを充填するための十分な遅延の後、プロセッサは、ボトル高さ圧力を測定するために760により示されるようにアナログ/デジタル変換器の読みを取り出す。次に、プロセッサは、762により示されるように「B」流体入力ポートを閉鎖する。次に、ポンププロセッサは、764により示されるようにポンプ用ステップモータを好ましくは12ステップ回転することによりポンプピストンをポンプチェンバに制御自在に押込む。次に、ポンププロセッサは、766により示されるように、対応する圧力を測定するためにポンプブランチの一部がポンプチェンバの中に入った状態でアナログ/デジタル変換器の読みを取り出す。圧力の変化768はライン内の空気の存在を示し、適切なデータバイトに

記憶される。この例のシーケンスについてラインに空気が存在しないと仮定すると、次に、プロセスは、770により示されるように出力弁を開放するために弁ステップモータを回転させ、772により示されるようにピストンをポンプチェンバの内部へ制御自在に変位するためにポンプ用ステップモータを回転させる。プロセスはポンプ動作中のA/D既取りデータを取り、閉塞状態（図示せず）があれば警報を発生する。次に、プロセスは、774により示されるように出力弁を閉鎖するために弁ステップモータを回転させ、所望の体積の流体が「B」流体入力ポートを介して患者に投与されるまでサイクルを繰返す。次に、適切な時点で、プロセスは、「B」流体入力ポートを介する吸上げシーケンスを開始するために弁ステップモータを776で示されるような「C」流体入力ポートの開放位置を介して「D」流体入力ポートの開放位置778へ回転する。次に、上述のサイクルが「D」流体入力ポートに関して繰返されるが、ここではその説明を省略する。

る注入システムのカセットの別の部分を示す平面図、

第4図(C)は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのカセットの可撓性のダイアフラムを示す平面図、

第4図(D)及び第4図(E)は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムの第4図(A)から第4図(C)の線D-D及びE-Eに沿ったカセットの断面図、

第5図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの弁及びポンプ作動装置でカバーを除去いた状態を示す部分分解斜視図、

第6図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの回転位置センサを示す弁及びポンプ作動装置の側面図、

第7図は、複数の流体入力ポート及び少なくと

添付の特許請求の範囲の趣旨から逸脱することなく本発明の多数の変形は当業者には明らかであろう。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による新規な注入システムを示すブロック線図、

第2図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの動作状態を示す状態図、

第3図(A)は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのためのハウジングの好ましい実施例の等角投影図、及び第3図(B)は、そのコントロールパネルの好ましい実施例の平面図、

第4図(A)は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのカセットの一部分を示す平面図、

第4図(B)は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明によ

も1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの弁作動装置の位置センサを示す展開図、

第8図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ作動装置の位置センサを示す展開図、

第9図は、複数の流体入力ポートと少なくとも1つの患者出力ポートとを有する本発明による注入システムの弁及びポンプ作動装置と位置センサの動作を示す特性図、

第10図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのシステム制御装置のブロック線図、

第11図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの主制御プロセッサのデータファイルを示す図、

第12図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による

注入システムの主制御プロセスの命令バイトを示す図、

第13図(A)は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ制御プロセスの状態バイトを示す図、及び第13図(B)は、主制御プロセスとポンプ制御プロセスとの間の通信プロトコルを示す図、

第14図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの主制御プロセスの指令バイトを示す図、

第15図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ制御プロセスのデータバイトを示す図、

第16図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの全体的な動作のデータの流れを示す図、

第17図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの主制御プロセスの動作を示すフローチャート、

第18図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ制御プロセスの1つの吸上げシーケンスを示すフローチャート、

第19図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ制御プロセスの別の吸上げシーケンスを示すフローチャート、

第20図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ制御プロセスのさらに別の吸上げシーケンスを示すフローチャート、

第21図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ制御プロセスのさらに別の吸上げシーケンスを示すフローチャート、

第22図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムのポンプ制御プロセスのさらに別の吸上げシーケンスを示すフローチャート、及び

第23図は、複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する本発明による注入システムの動作シーケンスの一例を示す特性図である。

10 … 注入システム； 12, 94, 283 … カセット；  
14, 24, 204, 210 … 流体チャンネル； 16(A, B, C, D),  
104, 106, 108, 110 … 流体入力ポート； 18, 25, 32  
… 弁； 20, 208 … ポンプチエンバ； 26, 112 … 患者  
出力ポート； 30, 114 … 通気出力ポート； 36, 46,  
264, 332 … 弁及びポンプ作動装置； 40, 308, 438  
… 圧力変換器； 48, 372 … システム制御装置； 50,  
126, 388 … オペレータ会話型表示装置； 52, 128,  
170, 384 … オペレータデータ/フランクシヨンキ  
ー； 116, 118 … 流体容器； 120 … 出力ライン；  
194 … 第1のハウジング部分； 196 … 第2のハウ  
ジング部分； 198 … 可撓性のダイアフラム； 250,

262, 263 … 弁パッド； 266, 268, 270 … ブランジャ  
； 272 … ポンプチエンバピストン； 280, 288, 314  
… カム； 374 … システム I/O 及びポンプ制御プロ  
セッサ； 376 … ポンプ制御プロセス； 378 … リ  
ンク； 394 … クロック。

代理人 秋 元 輝 雄

ほか1名



図面の浄事(内容に変更なし)

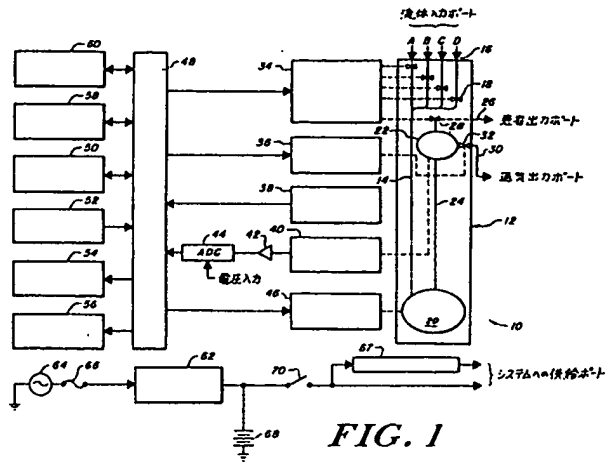


FIG. 1

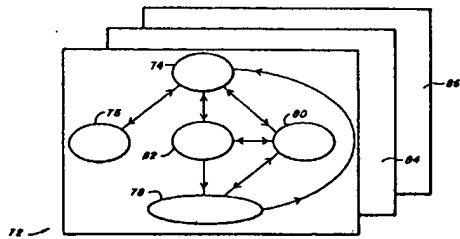


FIG. 2

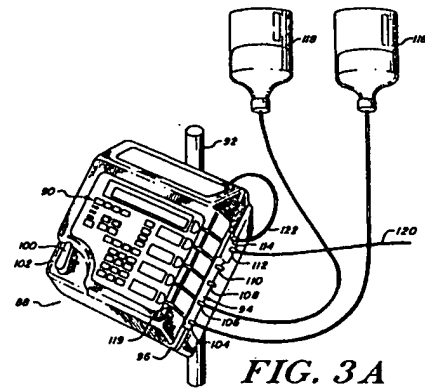


FIG. 3A

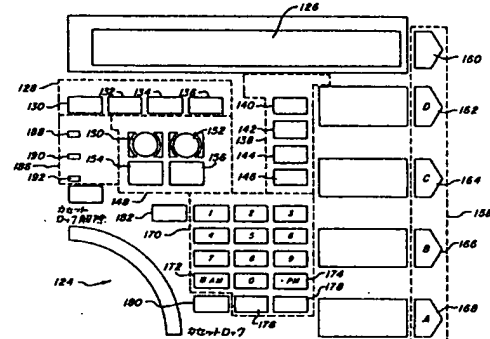


FIG. 3B

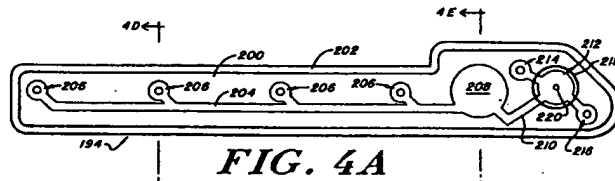
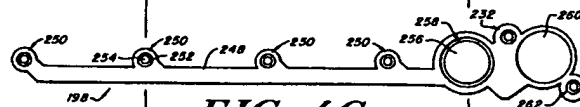
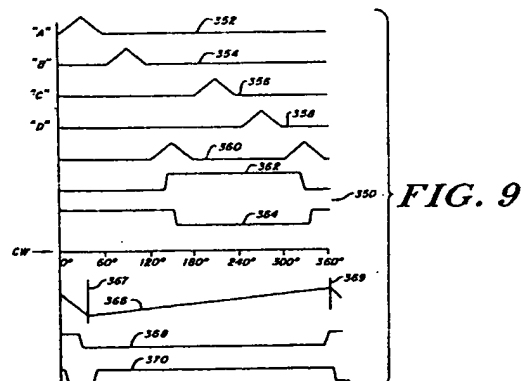
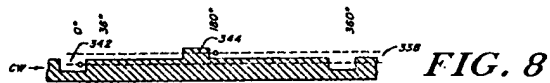
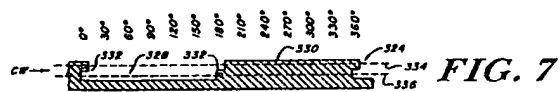
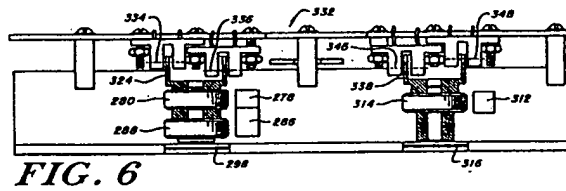
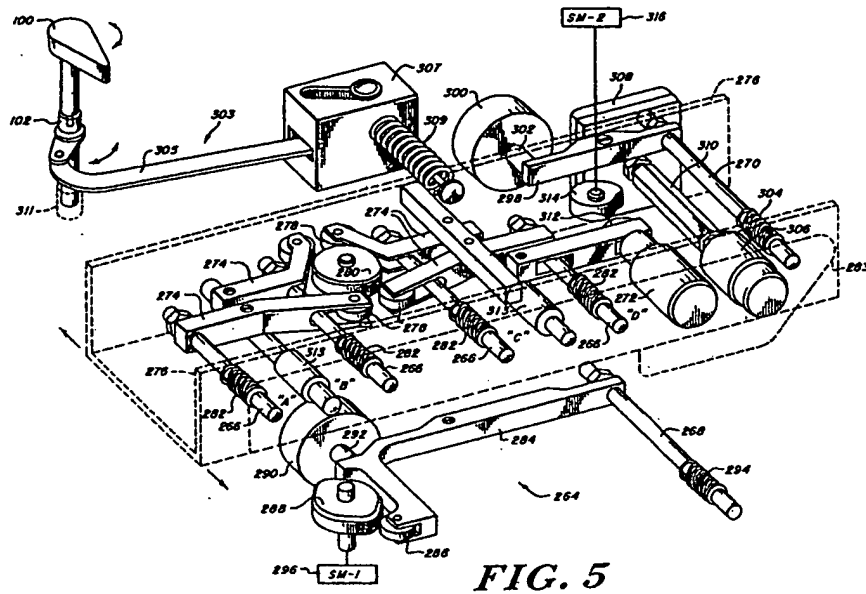


FIG. 4A





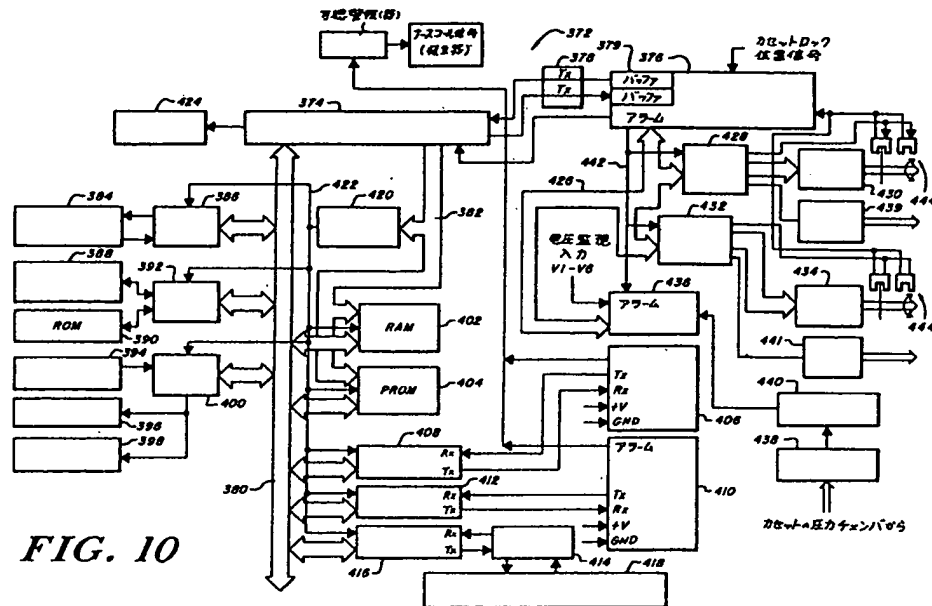


FIG. 10

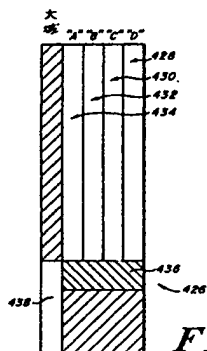


FIG. 11

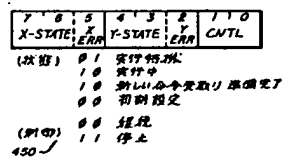


FIG. 13A

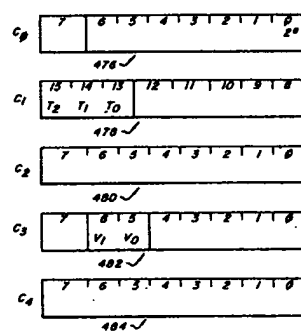


FIG. 14

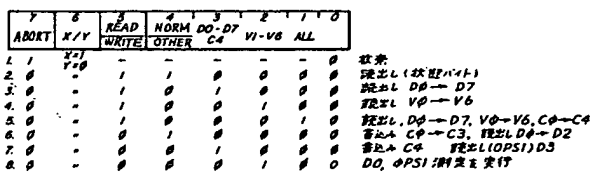


FIG. 12

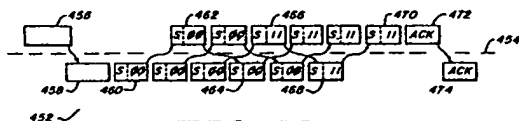


FIG. 13B

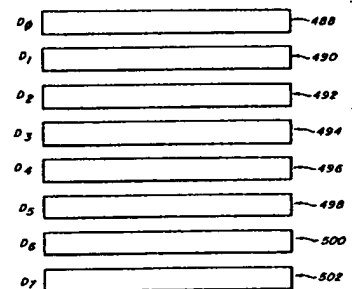
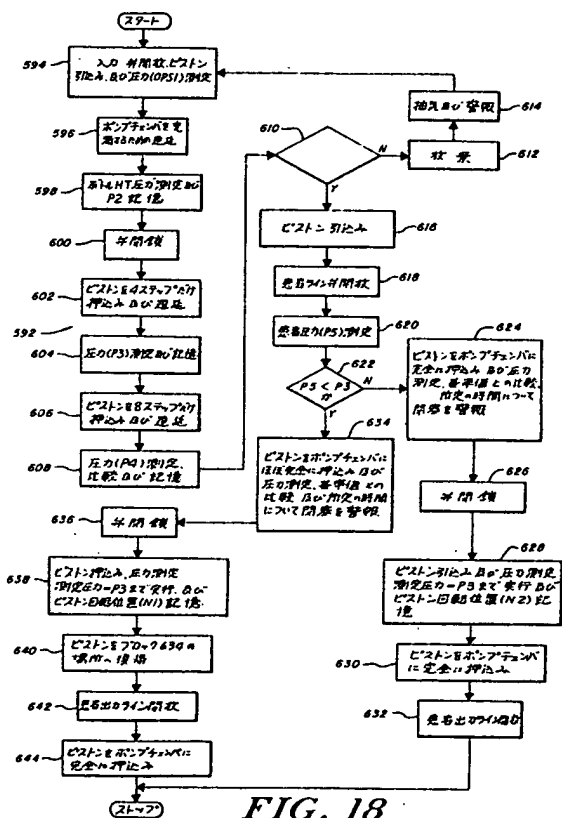
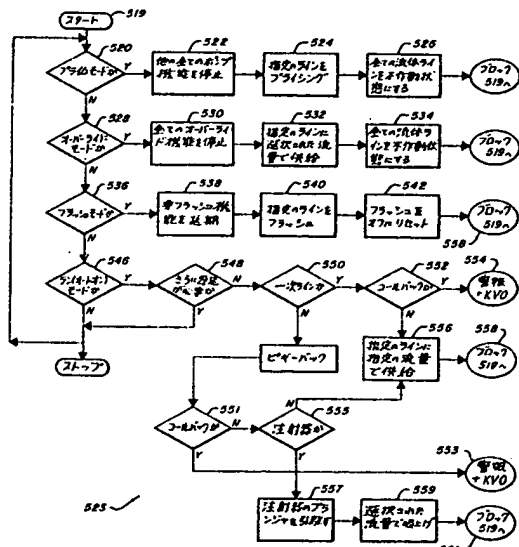
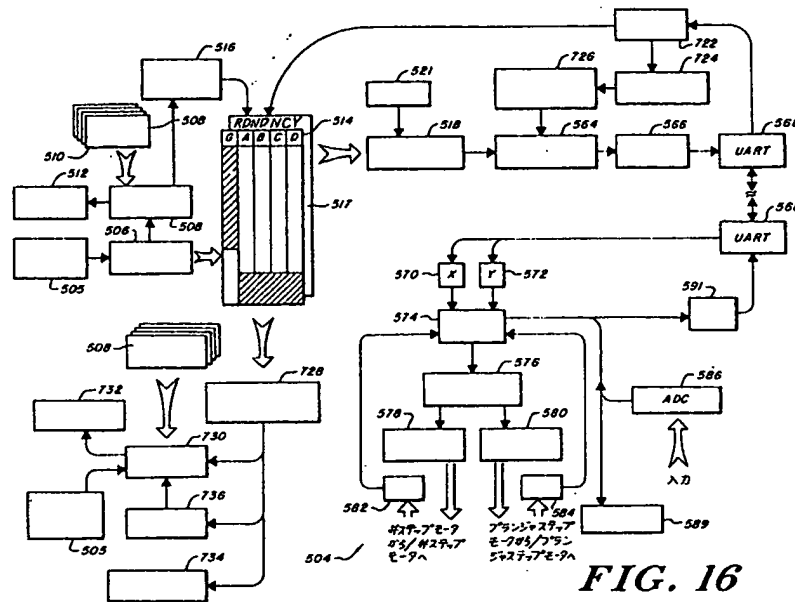
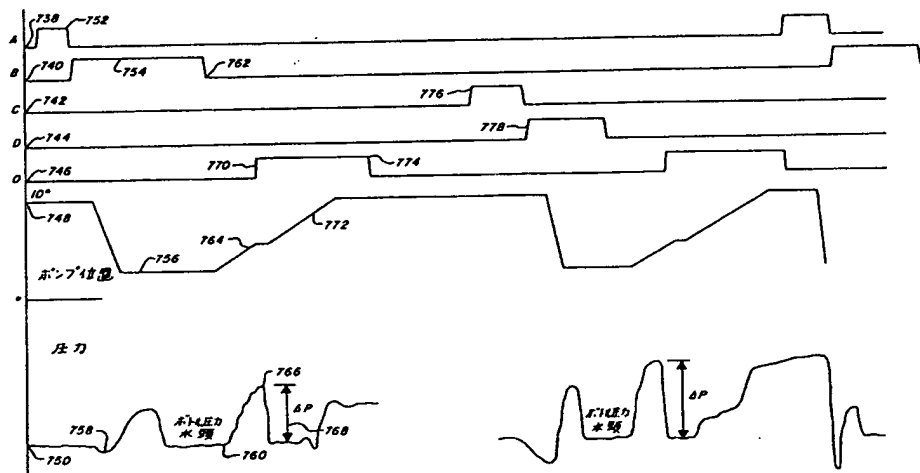
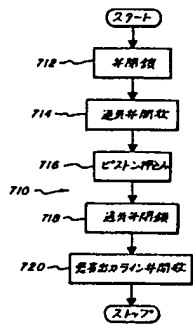
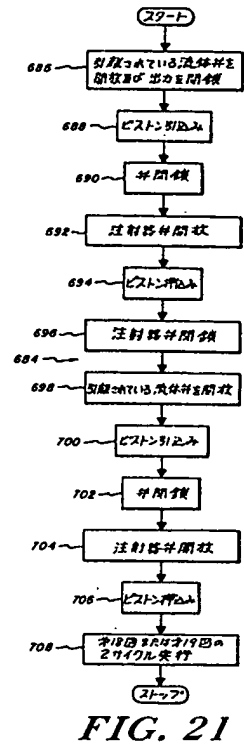
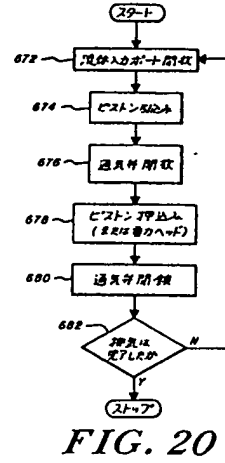
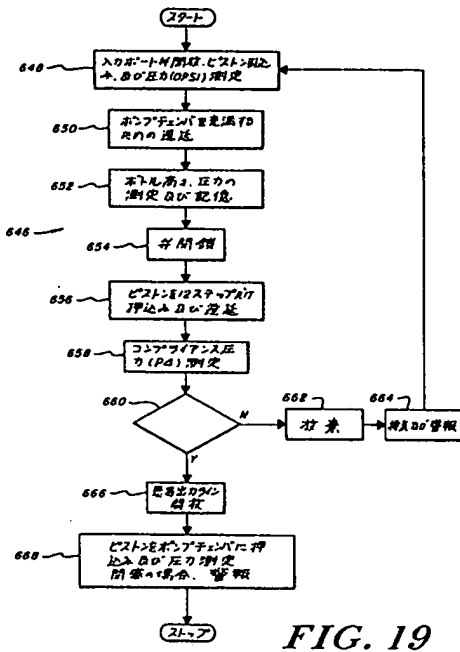


FIG. 15





## 第1頁の続き

- ⑦発明者 エリック・ラホワイト アメリカ合衆国05068バーモント州サウス・ローヤルトン、デイリー・ヒル(番地なし)
- ⑧発明者 クレア・ストロール アメリカ合衆国02056マサチューセッツ州 ノーフォーク、ウインストン・ロード 3
- ⑨発明者 ヘンリー・コイン アメリカ合衆国01701マサチューセッツ州 フラミンガム、ウースター・ロード1622
- ⑩発明者 エドワード・カルスカス アメリカ合衆国01522マサチューセッツ州 ジェファースン、ワシユセツト・ストリート1662
- ⑪発明者 ジョージ・アダニヤ アメリカ合衆国01907マサチューセッツ州 スワンブスコット、ギャループス・ポイント・ロード120

## 手続補正書(方式)

昭和60年3月28日

特許庁長官 殿

(特許庁審査官 殿)

## 1. 事件の表示

昭和60年 特 許 願 第23343号

## 2. 発明の名称

複数の流体入力ポート及び少なくとも1つの患者出力ポートを有する注入システム

## 3. 補正をする者

事件との関係 出 願 人

氏名(名称) オムニ・フロー、インコーポレーテッド

## 4. 代 理 人

住 所 東京都港区南青山一丁目1番1号

〒107 電話475-1501

氏 名 (6222) 弁理士 秋 元 輝

住 所 同 所

氏 名 (1615) 弁理士 秋 元 不二

## 5. 補正命令の日付(自発)

(発送日) 昭和 年 月 日

## 6. 補正の対象

明細書全文

図 面

委任状

## 7. 補正の内容

別紙のとおり

